

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

«До захисту допущено»

В.о. завідувача кафедри

_____ В.В. Шевченко

« ____ » __ червня ____ 2019 р.

**Дипломний проект
на здобуття ступеня бакалавра
з напрямку підготовки 6.051003 «Приладобудування»
на тему: «Прилад для коагуляції біологічних тканин»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПБ-341

Лесніков Андрій Геннадійович _____

Керівник:

доцент, к.т.н. Терещенко М.Ф. _____

Консультант з технологічного розділу:

доцент, к.т.н. Шевченко В. В. _____

Рецензент:

Професор, д.т.н. Киричук Ю. В. _____

Засвідчую, що у цьому дипломному
проекті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2019 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДП ПБз4116.1702.000ПЗ	Пояснювальна записка	91	
3	A1	ДП ПБз4116.1702.001 СК	Скадальне креслення	1	
4	A1	ДП ПБз4116.1702.002 Сх	Функціональна схема	1	
5	A1	ДП ПБз4116.1702.003 Сх	Електрична схема	1	
6	A1	ДП ПБз4116.1702.004	Алгоритм роботи прилада	1	
7	A2	ДП ПБз4116.1702.005 СК	Ножиці-затискач СК	1	
8	A3	ДП ПБз4116.1702.006 СК	Дисектор монополярний СК	1	
9	A2	ДП ПБз4116.1702.001.14	Корпус	1	
10	A3	ДП ПБз4116.1702.001.15	Планка задня	1	
11	A3	ДП ПБз4116.1702.001.16	Пластина задня нижня	1	
12	A3	ДП ПБз4116.1702.001.17	Панель передня	1	
13	A3	ДП ПБз4116.1702.001.18	Панель інформаційна	1	
14	A3	ДП ПБз4116.1702.001.19	Пластина задня верхня	1	
15	A2	ДП ПБз4116.1702.007	ССС	1	
16	A1	ДП ПБз4116.1702.008	ТСС	1	
17	A1	ДП ПБз4116.1702.009	Класифікація електрохірургічних апаратів	1	
18	A4	ДП ПБз4116.1702.010	Специфікація СК	2	
19	A4	ДП ПБз4116.1702.011	Специфікація до ножиці-затискача	1	
20	A4	ДП ПБз4116.1702.012	Специфікація до дисектор-монополярний	2	
21	A4	ДП ПБз4116.1702.100	Маршрутна карта складання	7	

				ДП ПБз4116.1702.000		
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Розробн.	Лесніков А. Г.				1	1
Керівн.	Терещенко М. Ф.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ВП Гр. ПБ-з51	
Консульт.	Шевченко В. В.					
Н/контр.						
Зав.каф.	Тимчик Г. С.					

**Пояснювальна записка
до дипломного проекту
на тему: «Прилад для коагуляції біологічних
тканин»**

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Інститут (факультет) приладобудівний факультет

(повна назва)

Кафедра виробництва приладів

(повна назва)

Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки 6.051003 Приладобудування

(код і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.О. завідувача кафедри

_____ В.В. Шевченко _____

(підпис)

(ініціали, прізвище)

« _____ » _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проект студенту

Леснікову Андрію Геннадійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту Прилад для коагуляції біологічних тканин

керівник проекту Терещенко Микола Федорович доцент, к.т.н

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від «19» квітня 2019 р. № 1242-с

2. Термін подання студентом проекту 10 червня 2019р.

3. Вихідні дані до проекту Температура проведення коагуляції 74°, глибина – 7 мм. Потужність різання – 450 Вт., та коагуляції – 300 Вт. Режими коагуляції: два – монополярна та біполярна.. Середня тривалість виконання процедури: 1-5 хв.

4. ВСТУП. 1. Конструкторський розділ. 1.1. Роль електрохірургії у сучасному житті. 1.2. Розкриття фізичного змісту коагуляції. 1.3. Різновиди приладів для коагуляції біологічних тканин. 1.4. Патентний огляд аналогів електрокоагуляторів. 1.5. Огляд сучасних апаратів для проведення коагуляції в медицині. 1.5.1. Портативний електрохірургічний апарат OBS-100С. 1.5.2. Радіочастотний електрохірургічний апарат OBS-100С 1.5.3. Електрохірургічний апарат ІТС-400D. 1.5.4. Апарат Надія-4. 1.5.5. Електрохірургічний апарат ІТС-250D. 1.5.6. Інтелектуальний

універсальний електрохірургічний генератор OBS – 350A4
1.5.6 Електрохірургічний апарат ERBE ERBOTOM ICC 200 2. Технологічний розділ. 2.1. Розрахунок показників технологічності. 2.2. Розрахунок геометричної точності складальних робіт . 2.3.Розробка технологічного процесу складання електрокоагулятора.

6. Консультанти розділів проекту

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Технологічний	Шевченко В. В., доцент, к.т.н.		

7. Дата видачі завдання. 01 березня 2019 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Актуальність та причини застосування електрокоагуляції	01.03.2019 р.	
2	Огляд сучасних апаратів сучасних апаратів для проведення коагуляції в медицині	14.03.2019 р.	
3	Патентний пошук за темою дипломного проекту	28.03.2019	
4	Конструкція системи електрокоагуляції	15.06.2019 р.	
5	Розробка структурної і електричної схем	16.05.2019 р.	
6	Виконання технологічних розрахунків та проектування технологічного процесу складання апарату	23.05.2019 р.	
7	Оформлення пояснювальної записки	07.06.2019 р.	

Студент

(підпис)

А. Г. Лесніков

(ініціали, прізвище)

Керівник проекту

(підпис)

М. Ф. Терещенко

(ініціали, прізвище)

Анотація

Темою представленого дипломного проекту бакалавра є «Прилад коагуляції біологічних тканин».

Обсяг даного дипломного проекту: 91 сторінок, 10 малюнків, 14 таблиць, 8 формул та 43 опрацьованих літературних джерел.

Дипломний проект складається з двох розділів: конструкторський та технологічний, висновків до кожного розділу, загальних висновків, переліку використаної літератури та двох додатків: графічної частини (додаток А) та карти технологічного процесу складання апарату (додаток Б).

У першому – розкрито поняття коагуляції біологічних тканин, проведено огляд сучасних апаратів для проведення коагуляції в медицині, а також вивчено електрохірургічний апарат «ERBE ERBOTOM ICC 200», та здійснено його вдосконалення шляхом використання безконтактних ріжучих інструментів, як результату дії високочастотного електричного струму на біологічні тканини з метою різання або коагуляції. Виконано розрахунок операційного підсилювача як одного із основних електричних елементів, що потребують розрахунку для отримання конкретних вихідних значень.

У другому розділі приведені розрахунки основних показників технологічності, геометричної точності складальних робіт, розроблено технологічний процес складання електрокоагулятора.

Графічна частина містить креслення загального вигляду апарату, структурної та технологічної схем складання, алгоритму процесу коагуляції, електрична схема апарату, функціональна схема та деталювання електрокоагулятора.

Abstract

Topic of a presented bachelor's diploma project is "a device for coagulation of biological tissues".

Capacity of the diploma project: 91 pages, 10 figures, 14 tables, 8 formulas and 43 references.

The diploma project consists of two chapters what are construction's one and technician's another, inferences at the each chapter, common inference, list of references and two appendixes: graphic parts (appendix A) and maps of technological process of assembly of a device (appendix B).

In the first chapter process of coagulation of biological tissues is shown, done a review of modern apparatus for coagulation in medicine, moreover electro surgeon apparatus "ERBE ERBOTOM ICC 200" is learnt and its modernization by means using of contactless cutting as a result of action high frequency electrical current on biological tissues with aim of cutting or coagulation is performed. Operational amplifier as one of main electrical elements, that requires special calculations for obtaining current outgoing values is calculated as well.

In second chapter is shown calculation of main values of technology, geometrical accurate of assembly, technical process of assembly of electro coagulator is developed.

Graphical part includes draw of common view of a device, structural and technological scheme of assembly, algorithm of process of coagulation, electrical scheme of aggregate, functional scheme and detailing of main parts of the device.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	5
1. Конструкторський розділ.....	7
1.1. Роль електрохірургії у сучасному житті.....	7
1.2. Розкриття фізичного змісту коагуляції.....	10
1.3. Різновиди апаратів для коагуляції біологічних тканин	14
1.4. Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності.....	16
1.5. Аналіз та класифікація апаратів для проведення коагуляції в медицині	22
1.5.1. Портативний електрохірургічний апарат OBS-100C	22
1.5.2. Радіочастотний електрохірургічний апарат OBS-100C	25
1.5.3. Електрохірургічний апарат ІТС-400D	27
1.5.4. Апарат Надія-4	29
1.5.5. Електрохірургічний апарат ІТС-250D	31
1.5.6. Інтелектуальний універсальний електрохірургічний генератор OBS-350A.....	33
1.5.7. Електрохірургічний апарат ERBE ERBOTOM ICC 200	36
1.6. Класифікація апаратів для коагуляції біологічних тканин.....	38
1.7. Розробка та проектування апарату для електрокоагуляції.....	40
1.8. Структурна схема та принцип роботи апарату	41
1.9. Розрахунок операційного підсилювача	42
1.10. Аналіз можливих похибок апарату	53
1.11. Загальні вимоги щодо експлуатації електрокоагулятора	55
1.12. Розробка функціональної схеми блоків апарату	55
1.13. Розробка електричної схеми блоків апарату.....	57
1.14. Технічні характеристики	58
1.15. Техніка безпеки	59
Висновки до конструкторського розділу.....	61
2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	62
2.1. Розрахунок показників технологічності	63
2.2. Розрахунок геометричної точності складальних робіт.....	69
2.3 Розробка технологічного процесу складання електрокоагулятора	72

2.4. Розробка структурної схеми складання.....	73
2.5. Розробка технологічної схеми складання.....	75
2.6. Розробка контрольно-випробувального стенду.....	76
Висновки до технологічного розділу	78
ВИСНОВКИ	79
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	80

Додатки:

Додаток А. Креслення.

Додаток Б. Маршрутні карти.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

БТ – біологічна тканина

БО – біологічний об'єкт

РІ – робочий інструмент

ОП – операційний підсилювач

ЗЗ – зворотний зв'язок

НЗЗ – негативний зворотний зв'язок

ВСТУП

Коагуляція в сучасній медицині набула досить широкого значення, адже вона використовується практично при кожній операції для проведення надрізів без крововиливів або для зварювання біологічних тканин.

Сьогодні ведуться розробки щодо покращення цього процесу як розробленням нових методик, так і удосконаленням апарату (коагулятора) з його робочим інструментом.

В процесі виконання роботи було визначено провести модифікацію існуючого апарату для вирішення актуальних проблем у галузі приладобудування, зокрема для створення медичного апарату.

Актуальність. Досить суттєвою у наш час є проблема використання одноразових інструментів або стерилізації незамінних хірургічних інструментів. Рішенням постає використання безконтактних засобів для виконання таких операцій як надрізи, зварювання тканин та судин, а також процесів загоєння, спікання будь яких біологічних тіл, тобто їх коагуляції.

Мета розробки. Тому було поставлено за мету розробити апарат, що забезпечить безконтактну коагуляцію та значно спростить цей процес внаслідок відсутності больових відчуттів, фізичного контакту, надмірного крововиливу, забезпечить швидке загоєння ран, а тому усуне вірогідність внутрішнього крововиливу, подальших больових відчуттів, запалення та інших можливих негараздів, що можуть виникнути внаслідок «незакінчених» операцій, незагоєних тіл та рецидивів.

1. Конструкторський розділ

1. Конструкторський розділ

1.1. Роль електрохірургії у сучасному житті

Високочастотна електрохірургія (ЕХВЧ) є методом хірургічного впливу на біологічні тканини за допомогою пропускання через них високочастотного електричного струму з метою різання або коагуляції.

У електрохірургії поняття різання і коагуляція визначаються наступним чином:

- різання - це розсічення тканини тіла, викликане протіканням високочастотного струму високої щільності в місці додатка активного електрода;
- коагуляція - це закупорка кровоносних судин або зварювання тканини тіла, викликане проходженням струму високої частоти в місці додатка активного електрода.

Електрорізання (електротомія) відрізняється від традиційних методів розсічення тканини за допомогою використання безконтактних ріжучих інструментів. Досить поширене трактування процесу різання полягає в тому, що висока питома потужність тепловиділення в тканини при протіканні по ній струму високої щільності призводить до різкого випаровування внутрішньоклітинної рідини, утворення мікроскопічних бульбашок пара і, в кінцевому підсумку, до розриву тканини за рахунок різкого підвищення внутрішньоклітинного тиску.

Електрокоагуляція характеризується, як зазначалося вище, «зварюванням», «опалювальному» тканини за рахунок нагріву в галузі застосування активного електрода і як наслідок цього забезпечується гемостаз.

Згідно з дослідженнями процесу термічного впливу на біологічну тканину були встановлені певні зміни в структурі тканини в залежності від температури нагріву, внаслідок чого, для забезпечення режиму різання або

коагуляції потрібно забезпечити відповідний нагрів тканини в області впливу для отримання необхідного структурного зміни.

Вирішення цього завдання визначається багатьма факторами, а саме, - формою, матеріалом і структурою поверхні активного електрода, видом вихідного струму, величиною прикладається високочастотного напруги, частотою і т.д.

На сьогоднішній день великий ряд електрохірургічних апаратів, які використовуються в різних областях медицини - кардіології, урології, оториноларингології, гінекології, онкології і т.д., в яких застосовуються різноманітні форми вихідного струму, режими різання, коагуляції і їх різновиди, широкий набір робочих інструментів, інтелектуальні системи управління і т.д.

Однак, незважаючи на різноманіття електрохірургічної апаратури, всі апарати мають загальні функціональні характеристики, які характеризують всі апарати. До таких характеристик відносяться: частота вихідного струму, режими роботи, вихідна потужність, рівень автоматизації електрохірургічного впливу, склад і якість робочих інструментів. Зупинимось детальніше на цих параметрах.

Частота змінного струму, що використовується, вибирається в діапазоні від (200-300) кГц до (3-4) МГц. Нижня межа діапазону обумовлена тим, що на частотах нижче 200-300 кГц починає проявлятися нервово-м'язова стимуляція, можливо вплив на серцево-судинну діяльність. Тому мінімальна робоча частота зазвичай перевищує 200кГц, нижче якої починає проявлятися викликає небажане скорочення м'язів і больові відчуття.

На частотах понад 4 МГц виникають серйозні технічні труднощі. Тому верхня межа частот, що використовуються в електрохірургії, не перевищує (3-4) МГц. Часто електрохірургічний вплив на частотах (1-4) МГц називають радіохірургією, хоча фізика самого процесу не змінюється.

Всі електрохірургічні апарати незалежно від їх схемотехнічного рішення використовують один з двох (або обидва) режимів електрохірургічного впливу - монополярний і (або) біполярний.

При монополярному режимі ланцюг, по якому протікає високочастотний струм, складається з послідовно з'єднаних генератора високочастотного струму (апарату), кабелю активного електрода, активного електрода, пацієнта, пасивного електрода та кабелю пасивного електрода. Електрохірургічний вплив здійснюється активним електродом, робоча частина якого стикається з тканиною тіла пацієнта в місці виробництва втручання. Площа поверхні робочої частини активного електрода, як правило, мала і не перевищує декількох десятків квадратних міліметрів. Пасивний (або нейтральний) електрод призначений для створення надійного електричного з'єднання одного виходу генератора з тілом пацієнта. Площа поверхні пасивного електрода вибирається досить великий і становить кілька квадратних дециметрів. Струм від активного електрода проходить через тіло пацієнта і повертається в генератор. Різновидом монополярного електрохірургічного впливу є режим, при якому пасивний електрод не використовується. При цьому вихід генератора, який повинен з'єднуватися з пасивним електродом, заземлюється. Використання апаратів без пасивного електрода тягне за собою ряд обмежень пов'язаних із забезпеченням безпеки процедури і тому знаходить застосування тільки з апаратами малої потужності.

При біполярному електрохірургічному впливі обидва виходи генератора з'єднані з двома активними електродами, об'єднаними конструктивно в один біполярний електрод, який пов'язаний з генератором одним двопровідним кабелем. Електрохірургічний вплив здійснюється кожним з активних електродів і захоплює простір між ними. У біполярного електрода обидві поверхні мають приблизно однакові розміри. Як біполярного електрода можуть використовуватися спеціальні пінцети або

ножиці, що конструктивно складаються з двох рухомих і електрично ізольованих відносно один одного елементів.

Процес моно- та біполярного режимів роботи електрокоагулятора зображено на рис. 1.1.

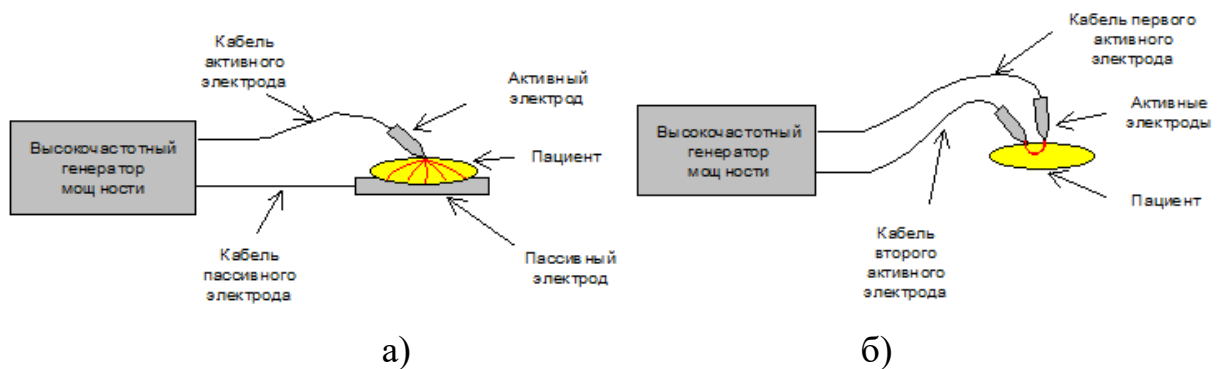


Рис. 1.1. а – монополярный та б – біполярный режимы работы электрокоагулятора.

1.2. Розкриття фізичного змісту коагуляції

Як в монополярному, так і в біполярному режимах, можливо, проводити процедуру різання і (або) коагуляції. Щодо технічної реалізації процеси електрорізання і електрокоагуляції відрізняються один від одного, перш за все формою прикладення напруги.

Процес різання в монополярному і біполярному режимах має назву «чисте різання», для якого використовується немодульована високочастотна напруга. Ефективність впливу і якість розрізу визначаються конструкцією робочого інструмента, рівнем прикладається напруги, часом впливу, і, звичайно, умінням хірурга вміло поєднувати всі ці фактори.

Більшість електрохірургічних апаратів використовують різання в поєднанні з коагуляцією. Це так званий змішаний режим. Особливістю такого розрізу є потужний кровоспинний ефект, обумовлений супутньої

коагуляцією. Для розсічення тканин використовують електроди у вигляді ланцетів, петель, голок і т.п.

Різання в біполярному режимі з фізики самого процесу і за формою використовуваного високочастотного напруги аналогічно різанню в монополярному режимі. Різниця полягає лише в тому, що в біполярному режимі використовується спеціальний інструмент.

Режим коагуляції як при монополярному, так і при біполярному впливі характеризується тим, що високочастотне напруга подається одиночними пачками, при цьому час паузи в кілька разів перевищує час імпульсу (роботи). За рахунок такого «дроблення» високочастотного сигналу забезпечується дозований нагрів тканини в зоні програми електрода не перевищує 1000С, при якому відбувається гемостаз.

У режимі коагуляції характер впливу також як і в режимі різання залежить від конструкції використовуваних робочих інструментів, рівня прикладається напруги (або потужності), кваліфікації хірурга. Однак основна відмінність полягає в способі проведення даного впливу.

Коагуляційний вплив може проводитися двома способами - контактним або безконтактним.

Контактна коагуляція може бути м'якою або форсованою (рис. 1.2).

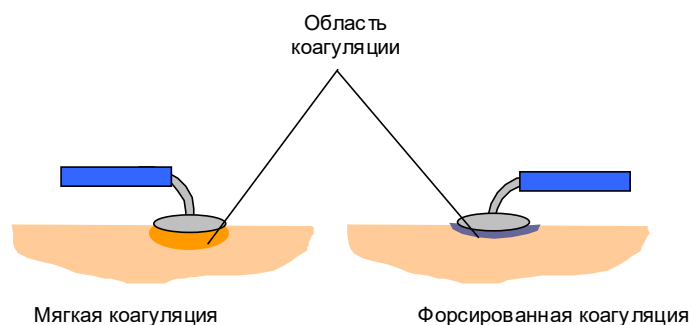


Рис. 1.2. Види контактної коагуляції

Спосіб м'якої коагуляції дозволяє проводити щадний вплив з мінімальним некрозом і без явного сліду карбонізації (обвуглювання тканин). Форсована коагуляція відрізняється від м'якої тим, що дозволяє отримати в області контакту електрода з тканиною сильне поверхневе руйнування тканини і швидкий гемостаз.

Безконтактна коагуляція (або фульгурація) являє собою так само форсовану коагуляцію, але без безпосереднього контакту з тілом пацієнта. Використовується для поверхневої коагуляції на великій площі. Робочий електрод в цьому випадку утримується на деякій відстані від поверхні тканини, а вплив здійснюється за рахунок іскрового розряду, що виникає між електродом і тканиною (рис. 1.3).

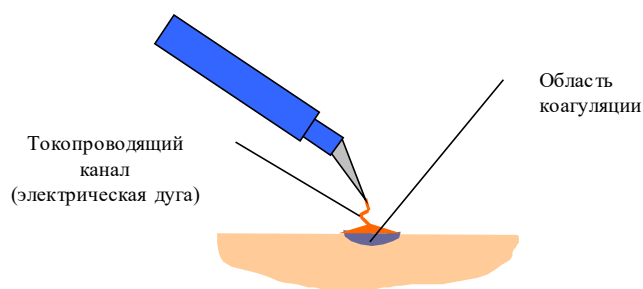


Рис. 1.3. Фульгурація

Різновидом безконтактної коагуляції заснованої на іншому фізичному механізмі є аргонплазмова коагуляція (рис. 1.4).

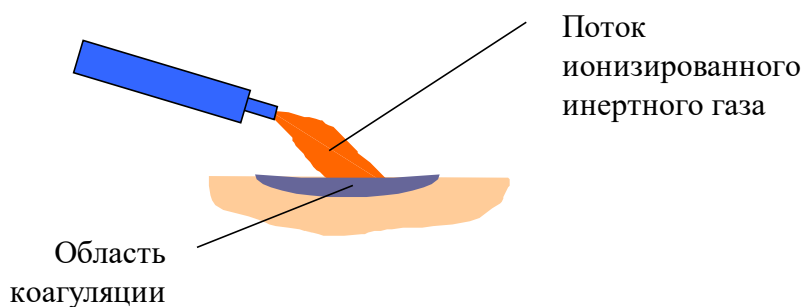


Рис. 1.4. Аргонплазмова коагуляція

В цьому випадку електрохірургічний вплив відбувається в середовищі інертного газу аргону. Аргоноплазмова коагуляція має ряд принципових переваг в порівнянні з іншими способами, а саме, - можливість коагуляції на плоских кровоточивих поверхнях, обмежена глибина проникнення, що значно зменшує ймовірність перфорації тонкостінних судин, відсутність карбонізації, захисну дію інертного газу і т.п.

Особливо слід відзначити принципово новий метод біполярного електрохірургічного впливу - це холодноплазмова абляція. Цей метод заснований на формуванні в штучно створюваної рідкому середовищі області холодної плазми, в якій створюється висока концентрація іонізованих частинок. Ці частинки бомбардують навколишні молекули біологічної тканини і руйнують молекулярні зв'язки, розбиваючи молекулу на вільні радикали, які в результаті змішуються у вигляді газоподібним чи рідким субстанції і видаляються з області впливу.

1.3. Різновиди апаратів для коагуляції біологічних тканин

Залежно від величини потужності височастотного генератора електрохірургічні апарати поділяються на кілька класів: апарати малої потужності (до 50 Вт), середньої потужності (від 50 Вт до 200 Вт) і апарати великої потужності (від 200Вт). Відповідно і область застосування апаратів залежить від того класу, до якого належить апарат. Тому апарати загального призначення з найбільш широким спектром застосування, як правило, належать до класу потужних апаратів.

Виходячи зі співвідношення і рівня зазначених характеристик, одні апарати призначені для універсального застосування, а інші для виконання цілком конкретних дій, тобто спеціалізовані апарати.

Універсальні апарати, як правило, використовуються в загальній хірургії, мають широкий набір робочих інструментів, багато режимів, велику потужність. Це дозволяє таким апаратам здійснювати різні види впливів.

Спеціалізовані апарати містять специфічні для конкретного застосування аксесуари, мають прецизійні регулювання, спеціальні навантажувальні характеристики і т.п. і використовуються тільки в певних областях хірургії. Спеціалізовані апарати простіше, надійніше і дешевше.

До спеціалізованих можна віднести апарати, що працюють в оториноларингології, офтальмології, стоматології, нейрохірургії, серцево-судинної хірургії. Особливо слід відзначити спеціалізовану апаратуру, що працює в ендохірургії. Спектр електрохірургічних впливів в цій області дуже широкий - від операцій на органах черевної та грудної порожнини до процедур в урології, проктології, артрології, судинної і дитячої хірургії.

Як правило, всі спеціалізовані апарати забезпечують можливість строго дозованого впливу, що вкрай необхідно, наприклад, в нейрохірургічних операціях, при операціях з приводу відшарування сітківки ока тощо. Найбільш ефективно дозувати вплив на його результату, проте,

досить об'єктивних і надійних алгоритмів і апаратних засобів на сьогодні немає.

Найбільш широко використовуються непрямі методи за оцінкою рівня впливу, засновані на вимірі імпедансу тканини, температури, пульсової хвилі і т.п. Так, в оториноларингології використовується методика радіочастотної палатопластики з температурним контролем. Це лікування має на увазі селективну подслизову коагуляцію на рівні м'якого піднебіння і язичка. Специфікою цієї операції є контроль температури тканин за допомогою термопари, вбудованої в коагуляційну голку, що дозволяє регулювати потужність, що підводиться і підтримувати, таким чином, температуру тканини на оптимальному для даного випадку рівні 850°C.

Класифікація коагуляторів за типом дії робочого інструменту наведено на рис. 1.5.

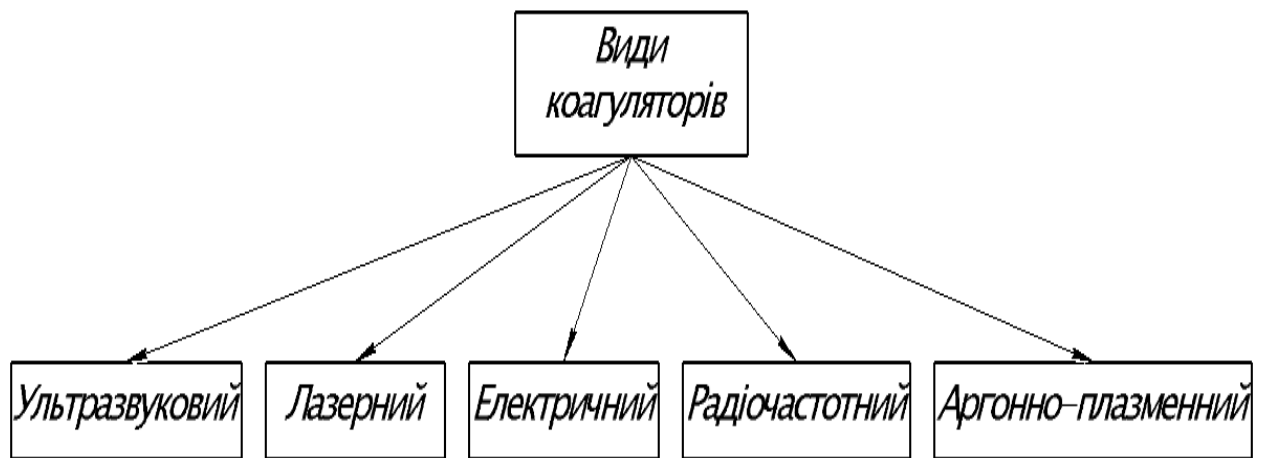


Рис. 1.5. Види коагуляторів

Найпоширенішими видами коагуляторів, що застосовуються в сучасній медицині лазерний, ультразвуковий та електричний, оскільки ці апарати мають найвищі якісні показники при проведенні коагуляції.

1.4. Огляд та аналіз об'єктів інтелектуальної власності

Відомий патент України на електрокоагулятор [Патент UA 60111 А, МПК А61В18/72 Електрокоагулятор / Фомін П. Д., Нікішаєв В. І., Музика С. В., Удалов Є. П. ; заявник Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця. — № 2003010804 ; заявл. 30.01.03 р.; опубл. 15.09.03, Бюл. № 9, 2003 р.], що включає катетер у вигляді фторопластової трубки, через яку проходить провідник, сполучений з джерелом струму високої частоти, на дистальному кінці катетера розміщена робоча головка з каналами для підведення води, згідно винаходу, катетер додатково містить термопару, що входить в робочу головку і підключена до схеми вимірювання температури і до провідника. Принцип роботи електрокоагулятора полягає в наступному. Для проведення електрокоагуляції тканин електрокоагулятор підключається до високочастотного електрохірургічного апарату загального призначення. Холодний кінець термопари при вимірюваннях температури занурюється в колбу Дюара (термос), заповнений водою з льодом температура якого, як відомо, складає нуль градусів за Цельсієм Безпосередні виміри ЕРС проводяться частотоміром 4-3-54 з блоком перетворень термоелектрорушійної сили ЯЗЧ-78. Блок попередньо калібрується відносно гостованого термометра. Цифровий показник видає температуру робочого кінця термопари в градусах по Цельсію з похибкою виміру $0,53 \pm 0,06^{\circ}\text{C}$. Режим коагуляції переривається за допомогою керуючого реле на 2 сек для заміру температури. Нормально розімкнуті контакти підключаються до робочої головки електрокоагулятора послідовно з термопарою до входу апарату [13].

Недоліком відомого апарату є складність конструкції та використання звичайної води для охолодження системи, а також неможливості застосування для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

Відомий патент України на електрокоагулятор височастотний зварювальний ЕКВЗ-300 [Патент UA 72577 U, МПК А61В 18/12, А61В 17/00 Електрокоагулятор височастотний зварювальний еквз-300 / Патон Б. Є., Маринський Г. С., Подпрятів С. Є., Ткаченко В. А., Ткаченко С. В., Чвертко Н. А., Чернець О. В. ; заявник Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона Національної Академії Наук України — № у 2012 00730 ; заявл. 24.01.12 р.; опубл. 27.08.12 р., Бюл. № 16, 2012 р.], що складається з вхідного блоку, який підключено до блоку живлення, який, з одного боку, підключено до інвертора, а з другого боку під'єднаний до системи керування та мікропроцесора програмування, який підключений до системи керування і здійснює передачу запрограмованих параметрів при зварюванні живих тканин. Височастотний комутатор підключений до перетворювача схеми зворотного зв'язку, який, в свою чергу, підключено до системи керування. Блок керування комутатором, який підключено до височастотного комутатора, дозволяє підключення до електрокоагулятора двох хірургічних інструментів одночасно. Височастотний генератор, який має декілька фіксованих частоти, з'єднаний з інвертором. Керування генератором здійснює мікропроцесор програмування через систему керування, що дозволяє працювати електрокоагулятору на декількох несучих частотах з автоматичним переключенням частот в одному робочому циклі [14].

Недоліком є контактний спосіб проведення коагуляції з використанням хірургічних інструментів, що потребують проведення щоразової дезінфекції.

Відомий патент України на електрокоагулятор височастотний [Патент UA 125547 U, МПК А61В 18/12 Електрокоагулятор височастотний / Шинкаренко В. Р., Шинкаренко В. Р., Шинкаренко Р. В., Лосіков О. М. ; заявники Шинкаренко В. Р., Шинкаренко В. Р., Шинкаренко Р. В., Лосіков О. М. ; заявники Шинкаренко В. Р., Шинкаренко В. Р., Шинкаренко Р. В., Лосіков О. М. — № у 2017 12848 ; заявл. 26.12.17 р.; опубл. 10.05.18 р., Бюл. № 9, 2018 р.], що складається з електронного блоку,

який включає в себе блок живлення, котрий містить в собі акумуляторну батарею, блок захисту акумуляторної батареї від перезарядження і розрядження та підключений до зарядного пристрою (не показано). Блок живлення через вимикач підключено до системи керування, яка з одного боку підключена до контролера заряду акумуляторної батареї, який оповіщає про максимальний або мінімальний ступінь заряду світловим сигналом (не показано), а з другого до мікропроцесора програмування, який здійснює передачу запрограмованих параметрів при коагуляції живих тканин. Мікропроцесор програмування з одного боку через вимикач підключено до звукового сигналізатора, зв'язаного з системою керування, який оповіщає про початок роботи електрокоагулятора, а з другого до інвертора, який в свою чергу підключено до біполярного пінцету. Електрокоагулятор високочастотний використовується наступним чином. Після вмикання електрокоагулятора високочастотного біполярний пінцет підводиться під візуальним контролем до ділянки кровотечі. При контакті біполярного пінцету електрокоагулятора високочастотного з цією ділянкою подається високочастотний струм, виділювана при цьому в тканини потужність нагріває їх, що приводить до згортання білкових речовин, тобто відбувається коагуляція тканин та забезпечується гемостаз в рані [15].

Недоліком даного апарату є неможливість застосування приладу для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

Відомий патент Російської Федерації на електрокоагулятор (Фульгуратор) [Патент RU 93025905 А, МПК А61В 17/36 (1995.01) Електрокоагулятор (Фульгуратор) / Товариство з обмеженою відповідальністю "Яуза-НТП" ; заявник Товариство з обмеженою відповідальністю "Яуза-НТП" — № 93025905/14 ; заявл. 12.05.93 р. ; опубл. 10.09.96 р.], що містить генератор тактової частоти, модулятор, п'єзоелектричний трансформатор, індуктивно-накопичувальний елемент, робочий електрод, підсилювач змінного струму, випрямляч, дільник напруги, підсилювач з фільтром, перетворювач напруги, генератор пилкоподібної

напруги. Винахід дозволяє підтримувати оптимальні умови розсічення і коагуляції тканин при хірургічному втручанні на різних видах тканин і різних глибинах проникнення робочого електрода в тканину [16].

Недоліком даного апарату є неможливість застосування приладу для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

Відомий патент Російської Федерації на електрокоагулятор [Патент RU 2034518 С1, МПК А61В 17/36 (1995.01) Електрокоагулятор / Дубинин В.С., Егошин Е.И., Китаев Н.П., Орищенко В.Д., Фролов В.Н. ; заявник Товариство з обмеженою відповідальністю "Яуза-НТП" — № 93025905/14 ; заявл. 12.05.93 р ; опубл. 10.05.95 р.], що містить генератор тактової частоти, модулятор, підсилювач потужності, п'єзоелектричний трансформатор, індуктивно-накопичувальний елемент, робочий електрод, підсилювач змінного струму, випрямляч, дільник напруги, активний фільтр, перетворювач напруги, генератор пилкоподібної напруги, причому генератор тактової частоти з'єднаний через модулятор і підсилювач потужності з входом п'єзоелектричного трансформатора, до однієї вихідної обгортки. Через провідник індуктивно-накопичувального елемента підключений робочий електрод. До іншої – вихідної обгортки приєднаний через дільник напруги підсилювач з фільтром, перетворювач напруги і генератор пилкоподібної напруги, вхід генератора тактової частоти, при цьому обмотка індуктивно-накопичувального елемента через підсилювач змінного струму і випрямляч підключена до керуючого входу модулятора. Працює апарат наступним чином. Для збудження п'єзоелектричного трансформатора використовується генератор тактової частоти, сигнал з якого подається через модулятор і підсилювач потужності на вхідну обкладку п'єзоелектричного трансформатора, з одного вихідний обкладання якого знімається висока напруга, яке через ізольований провідник індуктивно-накопичувального елемента подається на робочий електрод. Друга вихідна обкладка п'єзоелектричного трансформатора через дільник напруги, активний фільтр, перетворювач змінної напруги в постійне і генератор пилкоподібної напруги

з'єднана з входом генератора тактової частоти, що забезпечує функціонування п'єзоелектричного трансформатора в строго певній точці його амплітудно-частотної характеристики [17].

Недоліком відомого апарату є складність конструкції та неможливість застосування приладу для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

Відомий патент Російської Федерації на електрокоагулятор [Патент RU 2008829 C1, МПК A61B 17/36 (1990.01) Електрокоагулятор / Бочкарев С. Г., Волчек С. В., Гвиниашвили Г. Г., Данов Г. А., Дрожжев В. В., Китаев Н. П., Фролов В. М. ; заявник Бочкарев С. Г., Волчек С. В., Гвиниашвили Г. Г., Данов Г. А., Дрожжев В. В., Китаев Н. П., Фролов В. М. — № 904920011 ; заявл. 28.12.90 р.], що містить п'єзоелектричний трансформатор, робочий електрод, випрямляч, перший елемент порівняння, керований генератор, модулятор, підсилювач потужності, інтегруючий елемент, другий елемент порівняння, джерело опорної напруги, індуктивно-накопичувальний елемент, причому керований генератор з'єднаний через модулятор і підсилювач потужності з входом п'єзоелектричного трансформатора, до виходу якого через індуктивно-накопичувальний елемент підключений робочий електрод, а вихід п'єзоелектричного трансформатора з'єднаний через випрямляч і перший елемент порівняння з керуючим входом керованого генератора, при цьому другий вихід підсилювача потужності через інтегруючий елемент підключений до першого входу другого елемента порівняння, до другого входу якого приєднаний перший вихід джерела опорної напруги, а вихід другого елемента порівняння з'єднаний з керуючим входом модулятора. Другий вихід джерела опорної напруги з'єднаний з другим входом першого елемента порівняння. Працює апарат наступним чином. Для збудження п'єзоелектричного трансформатора використовується керований генератор, сигнал з якого подається через модулятор і підсилювач потужності на вхід п'єзоелектричного трансформатора, з виходу якого знімається висока

напруга, яке через індуктивно-накопичувальний елемент подається на робочий електрод. Вихід п'єзоелектричного трансформатора через випрямляч з'єднаний з першим елементом порівняння. Вихід першого елемента порівняння з'єднаний з входом керованого генератора [18].

Недоліком відомого апарату є неможливість застосування приладу для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

Відомий патент Російської Федерації на електрокоагулятор (Фульгуратор) [Патент RU 93057613 А, МПК А61В 17/36 (1995.01), Електрокоагулятор (Фульгуратор)/ Дубинин В.С., Егошин Е.И., Китаев Н.П., Орищенко В.Д., Фролов В.Н. ; заявник Товарищество с ограниченной ответственностью "Яуза-НТП" — № 93057613/14 ; заявл. 27.12.93 р.; опубл. 10.10.96 р.], що містить генератор, керований напругою, підсилювач потужності, п'єзоелектричний трансформатор, індуктивно-накопичувальний елемент, датчик струму, підсилювач, випрямляч, перетворювач змінної напруги в постійну, компаратор, стробуючий підсилювач. Винахід дозволяє підтримувати стабільну температуру дуги розряду електрокоагулятора (фульгуратора) для забезпечення оптимальних умов фульгурування з одночасним коагулюванням біологічних тканин при хірургічному втручанні на різних видах тканин і різних глибин проникнення робочого електрода в тканину [19].

Недоліком відомого апарату є неможливість застосування приладу для безконтактної коагуляції біологічних тканин, зокрема шкіри.

1.5. Аналіз та класифікація апаратів для проведення коагуляції в медицині

В сучасній медичній практиці використовується наступні апарати: портативний електрохірургічний апарат OBS-100C, радіочастотний електрохірургічний апарат OBS-100C, електрохірургічний апарат ITC-250D, електрохірургічний апарат ITC-400D, апарат Надія-4, інтелектуальний універсальний електрохірургічний генератор OBS-350A4, електрохірургічний апарат ERBE ERBOTOM ICC 200 та ін.

1.5.1. Портативний електрохірургічний апарат OBS-100C

Застосовується для різання та коагуляції при проведенні всіх видів операцій, а також інших видів хірургії. Можливо застосовувати у всіх медичних відділеннях.

Електрохірургічний апарат OBS-100 C зображено на рис. 1.6.



Рис. 1.6. Зовнішній вигляд апарату OBS-100C [22]

Апарат має наступні характеристики:

- автоматична система виявлення проблем під час пуску і виявлення цифрових помилок;
- регулювання потужності за допомогою кнопки регулювання ESU олівця для регулювання вихідної потужності та зменшення часу роботи;
- ємність функції пам'яті: 10 позицій, (попередня установка потужності відображається при повторному запуску);
- два рівня коагуляції: точкова і фульгурація. Точкова коагуляція забезпечує точне усунення кровотечі в виділеній зоні. Фульгурація (спрей-коагуляція) дозволяє краще контролювати і усувати кровотечі в тканинах з великим вмістом кровоносних судин;
- можливість налаштування величини з кроком 0,1 Вт для спреї-коагуляції (при потужності 10 Вт);
- можливість використання системи аргону. Комплект включає систему аргону та Argo Plasma.
- Світлова індикація вихідної потужності (в Вт) на великому, цифровому моніторі.

Режими роботи апарату наведений в табл. 1.1.

Табл. 1.1. Режими роботи OBS-100 С

Тип	Номінальна вихідна потужність	Ефект
1	2	3
Чистий розріз	1Вт~100Вт, Навантаження: 500Ом	Тонке різання, без виникнення струпів на поверхні тканини
Розріз та коагуляція 1	1Вт~100Вт, Навантаження: 800Ом	Тільки с невеликою коагуляцією при різанні

1	2	3
Коагуляція 1	1Вт~60Вт, Навантаження: 1000Ом	М'яка або Точкова Коагуляція, відносно глибока з організацією твердого шару і порівняно вузьким обсягом, застосовується спільно з ендоскопією
Ендоскопія	0,1 Вт-35 Вт, Навантаження: 1000Ом	Спрей-Коагуляція, яка забезпечується неконтактної коагуляцією і може використовуватися з системою аргону
Біполярна коагуляція 1	0,1 Вт-80 Вт, Навантаження: 200Ом	Із застосуванням біполярних щипців. Коагуляція можлива відразу після запуску, це підходить для мікрохірургії.

Характеристики навколишнього середовища:

- температура повітря: 5 ° С ~ 40 ° С;
- відносна вологість повітря: ≤80%;
- атмосферний тиск: 86,0-106,0 кПа;
- характеристики електроживлення: 220/110 В, 50/60 Гц;
- частота: 357 ~ 575 кГц.

Комплектація:

- інструкція по експлуатації: 1 шт;
- кабель живлення: 1 шт;
- педальний перемикач: 1 шт;
- одноразовий керуючий олівець: 2 шт;
- одноразова ESU підкладка (тверда): 2 шт;
- багаторазовий кабель для підкладки: 1 шт;
- багаторазові біполярні щипці з кабелем: 1 шт;

- багаторазовий керуючий олівець: 1 шт;
- багаторазова ESU підкладка (тверда) з Кабелем: 1 шт;
- одноразові короткі електродні наконечники (петля, лезо, голка, куля): 10 шт;
- одноразові довгі електродні наконечники (петля, лезо, голка, куля): 10 шт.

1.5.2. Радіочастотний електрохірургічний апарат OBS-100C

Такі апарати застовуються для петльової гінекологічна хірургія, дерматологія, отоларингологія, пластична хірургія, офтальмологія, стоматологія, ортопедія і т.д.

Радіочастотний електрохірургічний апарат OBS-100 C зображено на рис. 1.7.



Рис. 1.7. Зовнішній вигляд апарату OBS-100 C [22]

Характеристики:

- ESU з ультрависокої частотою 3,8 МГц зменшує термодифузію, знижує термічні пошкодження при розрізі, сприяє точності розрізу, не призводить до опіку сусідніх тканин;
- антенна підкладка дозволяє не торкатися до шкіри, через тіло не проходить струм, характеризується високим рівнем безпеки, не викликає опіки;
- не потрібно прикладати зусиль при різанні, робота з олівцем легка і гнучка;
- відсутній ефект обуглювання і адгезії, знижено відсоток кровотеч;
- менше больових відчуттів, рубців, швидке відновлення після операцій.

Режими роботи:

- режим 1 – чистий розріз – призначений для проведення точних мікро розрізів в області голови, шиї та чутливих частин. Мінімальна термічне пошкодження сусідніх тканин, що сприяє виникненню косметичного ефекту і швидкому загоєнню ран. Застосовується для проведення біопсії і клаптикової трансплантації;
- режим 2 – розріз і коагуляція. Остання застосовується при різанні, цей режим підходить для різання і зняття підшкірної тканини, особливо на тканинах з великою кількістю кровоносних судин;
- режим 3 – чиста коагуляція – застосовується для коагуляції і стягування тканини, тобто для зупинення крові при загоєнні розрізах;
- режим 4 – фульгурація – застосовується при максимальному пошкодженні тканин і гемостазу.

– режим 5 – біполярний – призначений для проведення точкової коагуляції.

Технічні характеристики:

- температура повітря: 5 ° С ~ 40 ° С;
- відносна вологість повітря: $\leq 80\%$;
- атмосферний тиск: 86,0 ~ 106,0 кПа;
- Характеристики електроживлення: 220/110 В, 50/60 Гц;
- Частота: 3,8 МГц.

Більш універсальним ніж вищерозглянуті апарати є електрохірургічний апарат ІТС-400D.

1.5.3. Електрохірургічний апарат ІТС-400D

Електрохірургічний апарат ІТС-400D зображено на рис. 1.8.



Рис. 1.8. Зовнішній вигляд апарату ІТС-400D [22]

Особливості:

- світлова візуалізація вихідної потужності на цифровому дисплеї, що знаходиться на передній панелі;
- центр управління: мікропроцесор, що відповідає за управління і контроль всіх функцій і особливостей в блоці;
- можливість EPROM пам'ять властивостей зрізу (контактний зріз, біполярний), тобто збереження даних після вимкнення апарату. Ці значення будуть виведені на дисплей при включенні живлення;
- автоматичний біполярний вихід без використання педального перемикача. (400D, 300D);
- мульти, монополярні виходи;
- управління: ручне та за допомогою педалей;
- біполярний вихідний профіль потужності, який забезпечує плавний контроль рівня потужності, що сприяє підвищенню точності при проведенні процедур;
- розпилювальна коагуляція забезпечує трансуретральную резекцію (T.U.R) і ендоскопічні процедури в урології. (400D, 300D);
- простота в користуванні, що є неперевершеним плюсом даного апарату;
- універсальність та надійність.

Технічні характеристики:

- споживання потужності: 950VA;
- робоча частота: 400 кГц \pm 10%;
- напруга живлення: 220В / 60Гц;
- клас захисту: (тип) клас 1 / CF;

- вага: 15 кг;
- розміри (Ш × Г × В): 350 × 370 × 130 (мм).

Режими роботи та потужність апарату:

- потужність режиму чистий зріз: 400W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму змішаний зріз тип 1: 270W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму змішаний зріз тип 2: 200W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму змішаний зріз тип 3: 160W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму висока коагуляція: 120W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму низька коагуляція: 70W на 500 Ом (Ω);
- потужність режиму біполярний: 70W на 100 Ом (Ω).

Більш сучасним є апарат Надія-4 розробки 2010 року, розглянутий нижче.

1.5.4. Апарат Надія-4

Електрохірургічний апарат Надія-4 зображено на рис. 1.9.



Рис. 1.9. Зовнішній вигляд апарату Надія-4 [22]

Електрохірургічні високочастотні апарати "Надія-4" призначені для різання і коагуляції м'яких тканин і судин з використанням струму високої частоти в середовищі без анестетики при проведенні операцій в умовах лікарень та клінік.

Класифікація апаратів:

- вид кліматичного виконання: УХЛ 4.2;
- група стійкості до механічних впливів при експлуатації апарату: 2;
- клас можливих наслідків відмови апарату: В;
- клас електробезпеки апаратів: II;
- тип електробезпеки апаратів: BF;
- код ступеня захисту корпусом апарату - IP24, педалі - IPX7;
- режиму роботи: повторно-короткочасний;
- клас потенційного ризику застосування апарату: IIб.

Основні параметри:

- тривалість роботи апарату в повторно-короткочасному режимі з максимальною вихідною потужністю при номінальному навантаженні 200 Ом : 8 годин.
- тривалість ввімкнення високочастотного струму: 10 с;
- тривалість пауза: 30 с;
- світлова індикація: подачі напруги живлення, виду режимів роботи, рівня вихідної потужності, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;

- звуковий частотно-тембровий супровід зміни рівня вихідної потужності, режимів роботи, розриву ланцюга пасивного (нейтрального) електрода;
- мінімальний час розігріву апарату для початку роботи (після включення): 1 хвилину;
- безперервна робота - не менше 8 годин (з перервою не менше 2 години);
- можливість дискретного регулювання вихідної потужності у всіх режимах роботи;
- обмеження величини вихідної напруги для різання: 450 В та для коагуляції - 300 В;
- обмеження величини вихідного струму: 2,5 А;
- тривалість включення апарату: 5 с;
- модуляція вихідного високочастотного сигналу: для різання: режим 2 та для коагуляції: режим М ($22 \pm 2,2$ кГц);
- термін експлуатації: не менше 5 років.

Одним із апаратів, що широко використовуються в медичній практиці України є електрохірургічний апарат ІТС-250D.

1.5.5. Електрохірургічний апарат ІТС-250D

Апарат застосовується для лікування: захворювання шийки матки, ендоскопічних втручання (лапароскопія, артроскопія), видалення поверхневих утворень, що добре кровоживляються.

Електрохірургічний апарат ІТС-250D зображено на рис. 1.10.



Рис. 1.10. Зовнішній вигляд апарату ITC-250D [22]

Характеристики:

- функціональна можливість: коагуляція та зріз;
- потужність різання: 250 W;
- потужність коагуляції: 100 W.

Опис:

- споживання енергії: 750V/A;
- робоча частота: 400kHz \pm 10%;
- вхідна напруга: AC 220V / 60Hz;
- типу запобігання ураженням електричним струмом: CF;
- вага: 15 кг;
- габаритні розміри (Ш \times Г \times В): 350 \times 350 \times 130 (мм).

Режими роботи:

- чистий зріз: 250W на 500 Ом (Ω);
- змішаний 1: 220W на 500 Ом (Ω);
- змішаний 2: 180W на 500 Ом (Ω);
- змішаний 3: 140W на 500 Ом (Ω);
- низька коагуляція: 100W на 500 Ом (Ω).

Високо інтелектуальною розробкою є інтелектуальний універсальний електрохірургічний генератор OBS-350A.

1.5.6. Інтелектуальний універсальний електрохірургічний генератор OBS-350A

Інтелектуальний універсальний електрохірургічний генератор OBS-350A зображено на рис. 1.11.



Рис. 1.11. Зовнішній вигляд електрохірургічного генератору OBS-350A [22]

Апарат є універсальним, оскільки підходить для загальної хірургії, гепатобіліарної та панкреатичної хірургії, кардіохірургії, гастроентерології, УРП та ТУВП.

Особливості:

- автоматичне виявлення помилок і функція запуску виправлення помилок;
- функція пам'яті: 10 налаштувань пам'яті. Відображає попередні налаштування пам'яті після повторного запуску генератора.
- нейтральний електрод забезпечує систему контролю якості, дає можливість виявити площу контакту між підкладкою і шкірою пацієнта;
- оцінка масштабу контакту між підкладкою (електродом) і шкірою пацієнта в реальному часі, що дозволяє побачити чи є зона контакту достатньою для ефекту. У разі критично-малої площі контакту процес автоматично припиняється і спрацьовує аварійний сигнал;
- коагуляція судин (D.Large);
- можливість запуску аргоноплазменої коагуляції, процесів плазмової коагуляції шляхом використання APC.
- великий цифровий дисплей високої чіткості;
- застосування: цистоскопія, артроскопія, лапароскопія та гістероскопія. Апарат працює при уретральній резекції простати (УРП), артроскопічній хірургії і в хірургії з використанням газифікації електрода та ін.
- усі вихідні термінали мають незалежний дизайн;
- діапазон температур навколишнього середовища: 5°C ~ 40°C;
- діапазон відносної вологості: ≤80%;
- діапазон атмосферного тиску: 86,0 ~ 106,0 кПа;

Режими роботи:

- чистий зріз (1W-350W, навантаження: 500Ω) точне різання, поверхня свіжої тканини не покривається кіркою.
- змішаний зріз 1 (1W-200W, навантаження: 500Ω) з невеликою коагуляцією під час зрізу;
- змішаний зріз 2 (1W-150W, навантаження: 500Ω) з сильною коагуляцією під час зрізу;
- коагуляція 1 (1W-120W, навантаження: 500Ω) розпилювальна коагуляція, яка забезпечує ефективну безконтактну коагуляцію з роботою системи аргон;
- коагуляція 2 (1W-150W, навантаження: 500Ω) сильна коагуляція або розпилювальна коагуляція, коагуляція порівняно проходить швидше і робоча область набагато більше у порівнянні із іншими апаратами;
- коагуляція 3 (1W-120W, навантаження: 500Ω) м'яка коагуляція або точкова коагуляція – вони мають більше впливу на консолідований шар тканини, а об'єм - менший, працюють з ендоскопією;
- біполярна коагуляція 1 (1W-150W, навантаження: 100Ω) генератор ESU відчуває електричний опір тканини від щипців, система автоматично зупинить висновок і звуковий сигнал активується, коли тканина отримує коагуляції йде до оптимального стандарту;
- біполярна коагуляція 2 (1W-120W, навантаження: 100Ω) без будь-яких затримок в момент запуску, що може бути застосовано у сфері мікрохірургії.

З приведенного огляду діючих апаратів найбільш позитивні відгуки отримано на апарат ERBE ERBOTOM ICC 200.

1.5.7. Електрохірургічний апарат ERBE ERBOTOM ICC 200

Апарат застосується для наступних напрямків у медицині:

- загальна хірургія;
- дерматологія;
- ендоскопія;
- гастроентерологія;
- ЛОР;
- педіатрична хірургія;
- пульмонологія (бронхологія);
- ортопедія (артроскопія);

Електрохірургічний апарат ERBE ERBOTOM ICC 200 зображено на рис. 1.12.



Рис. 1.12. Зовнішній вигляд електрохірургічного апарату ERBE ERBOTOM ICC 200 [22]

Електрохірургічний апарат ERBOTOM ICC 200 фірми ERBE Elektromedizin (Німеччина) відрізняється відмінною сумісністю, поворотним регулятором потужності, підходить для загальної хірургії, гепатобіліарної та панкреатичної хірургії, кардіохірургії, гастроентерології, УРП та ТУВП.

Функція "CUT CONTROL" використовується для отримання заданого відтвореного якості розрізу. Функція "ENDO CUT" – за бажанням оператора забезпечує оптимальне виконання фракціонованого розрізу при поліпектомії або папіллотомії. Наявні різні режими коагуляції; за бажанням оператора – "SPRAY COAG" і можливість підключення "ARGONPLASMA-COAG" (APC300).

Характеристики системи для виконання розрізів:

- CUT CONTROL – автоматичне регулювання розрізу;
- ENDO CUT – режим різання для ендоскопії;
- PowerPeakSystem (PPS) – "інтелектуальна" підтримка при виконання розрізу.

Характеристики системи для виконання коагуляція:

- точно керована коагуляція без карбонізації з SOFT COAG;
- FORCED COAG – для ситуацій, де важлива швидкість;
- SPRAY COAG – для ефективної поверхневої коагуляції;
- ARGON-PLASMA – поверхнева аргонплазмова коагуляція разом з підключеним ERBE APC 300;
- BIPOLAR COAG – для більшої безпеки;
- AUTO START і AUTO STOP – розвантаження при коагуляції.

Безпека:

- NESSY система безпечної експлуатації нейтрального електрода;
- подвійна безпеку розрізу з CUT CONTROL і BIPOLAR CUT.

1.6. Класифікація апаратів для коагуляції біологічних тканин

Апарати для коагуляції класифікуються за наступними ознаками:

а) за характером електрохірургічного впливу:

- монополярний;
- біполярний.

б) за потужністю:

- малопотужні (до 100 Вт);
- апарати середньої потужності (100-250);
- високопотужні (250-400Вт і більше).

в) за областю використання:

- цистоскопія (ендоскопія);
- артрологія (артроскопія);
- лапароскопія;
- гістероскопія;
- пульмонологія (бронхологія);
- електро-, радіо-, нейрон-, судинна, педіатрична та загальна хірургія;
- дерматологія;
- гастроентерологія;
- ЛОР;
- ортопедія (артроскопія);
- урологія;
- проктологія;
- та ін.

г) за спектром дії:

- поверхневий;
- помірний;
- глибокий;
- та ін.

д) за спектром впливу на БТ (режими роботи):

- розріз («чистий» розріз);
- коагуляція;
- змішаний (розріз та коагуляція);
- спрей;
- біполярна коагуляція;

е) за видом коагуляційного впливу:

- контактний;
- безконтактним.

д) за способом керування:

- ручний;
- напівавтоматичний;

е) за способом контролю:

- без зворотного зв'язку;
- суміжний (на основі тензодатчика);
- паралельний (дистанційний);
- та ін.

є) за оцінкою прямого впливу:

- первинний;
- вторинний;
- численний (багатоповторний).

д) за оцінкою наслідків дії:

- позитивний;
- негативний.

1.7. Розробка та проектування апарату для електрокоагуляції

Із приведеної класифікації та огляду об'єктів інтелектуальної власності найбільш продуктивним на наш погляд є схемні рішення апарату ERBE ERBOTOM ICC 200. На базі цього апарату проведемо розробку перспективної моделі універсального апарату електрокоагуляції біологічних тканин.

Конструктивно апарат повинен мати електронний блок з панеллю керування та місцями для підключення зовнішніх електродів та зажимів коагуляційної дії. На рис. 1. 13. приведено загальний вигляд та габаритні розміри апарату, що проектується.

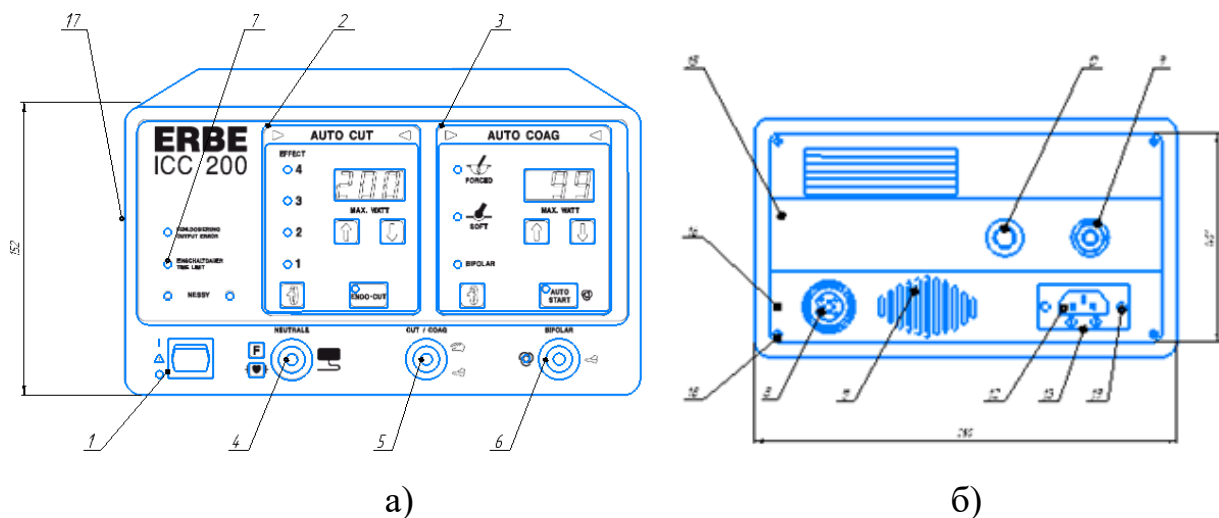


Рис. 1. 13. Загальний вигляд апарату: а – вид спереду та б – вид ззаду, де 1 – кнопка, 2 – блок потужності, 3 – блок режимів, 4 – індикатор, 5 – перемикач, 6 – біполяр, 7 – блок індикації, 8 – штекер, 9 – клапан, 10 – індикатор, 11 – блок живлення, 12 – роз'єм, 13 – штекер, 14 – корпус, 15 – планка, 16 – пластина, 17 – панель, 18 – гвинт, 19 – гвинт.

При проектуванні даного апарату за прототип було обрано електрохірургічний апарат «ERBE ERBOTOM ICC 200».

Апарат, що проектується, призначений для проведення безконтактної електрокоагуляції біологічних тканин, виконання якої забезпечується режимами, розрахунком електричної схеми та використанням спеціального робочого інструменту.

Апарату має два режими: безпосереднього процесу коагуляції (монополярний) та процесу різання з одночасною коагуляцією (біполярний). Перший із них може використовуватися в хірургії для зупинки кровотеч у судинах та тканинах – а другий – також і при здачі крові з пальця тощо.

Розрахунок операційного підсилювача як одного із важливих елементів електричної схеми, що забезпечує функціонування апарат наведено в п. 1.8.

Робочим інструментом виступає електрод, який своїм електромагнітним полем розрізає біологічну тканину (БТ), а завдяки температурі понад 70° слугує згортанню білка – тобто процесу коагуляції.

1.8. Структурна схема та принцип роботи апарату

Перед використанням апарату слід перевірити його здатність до роботи та відсутності механічних пошкоджень, що можна виявити візуально та ін.

Принцип роботи апарату полягає в наступних дев'яти етапах:

1. Підключення апарат до джерела живлення.
2. Ввімкнення кнопки живлення.
3. Перевірка відкаліброваності апарату.
4. Проведення операції калібрування (у разі необхідності).
5. Обрання режиму роботи
6. Задання необхідних параметрів коагуляції
7. Стерилізація БТ пацієнта
8. Виконання процесу коагуляції або різання з подальшою коагуляцією.

9. Завершення роботи та вимкнення апарату.

Вищеописаний принцип роботи електрокоагулятора представлено на кресленні в додатку Б.

Діяльність апарату полягає у заданні необхідних параметрів, що вплинуть на формування вихідних характеристик апарату.

Інформаційна модель апарату описана вхідними, проміжними та вихідними даними.

Вхідними даними є режим (монополярний, біполярний), глибина різання, температура коагуляції

При цьому вищеописані дані задаються автоматично при виборі режиму роботи апарату, але лікар має змогу коригувати їх у разі необхідності.

Проміжними даними є значення, що утворились при розрахунках діяльності апарату, зокрема сили струму, тривалості виконання операції та ін.

Вихідними даними є потужність різання (коагуляції), температура та фізичні величини електричного поля такі як індукція та напруженість електричного поля.

1.9. Розрахунок операційного підсилювача

ОП є підсилювачем постійного струму, а також постійну, і змінну напруги. Коефіцієнт підсилення підбирається відношенням опорів, при чому вторинний опір є варіативним.

Перевагою цих мікроелементів є закономірність того, що вихідний сигнал не буде містити постійної напруги якщо вхідний сигнал також не містить її за умови використання симетричного двополярного живлення.

Ця властивість значно спрощує каскадне з'єднання ОП, оскільки не потребує використовувати розділювальні конденсатори між каскадами.

На рис. 1.14. показано схеми підключення інвертуючого та не інвертуючого операційного підсилювача (ОП)

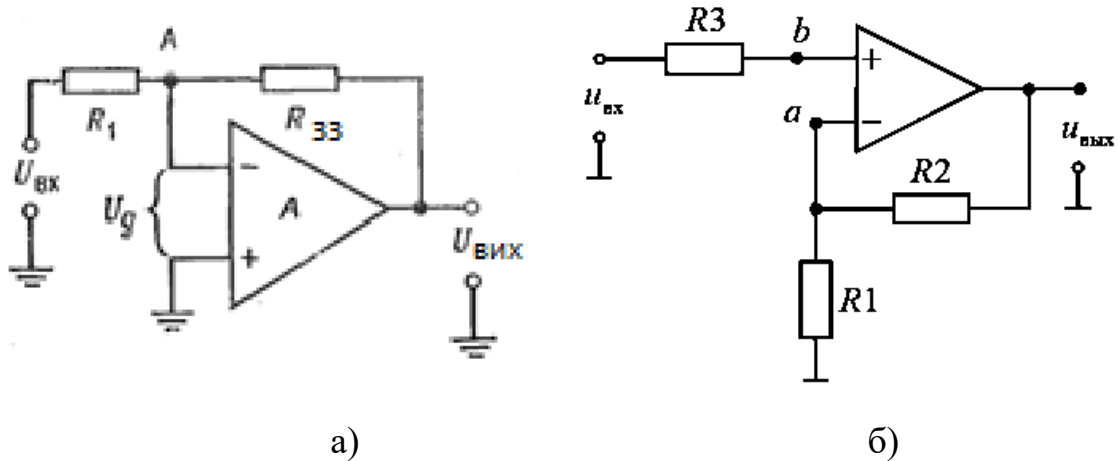


Рис. 1.14. Схема підключення а – інвертуючого та б – не інвертуючого ОП.

Сигнал подають на інвертуючий (рис. 1.14 а) або неінвертуючий (рис. 1.14 б) вхід і здійснюють паралельний негативний зворотний зв'язок (НЗЗ). З урахуванням дії зовнішнього зворотнього зв'язку (ЗЗ) коефіцієнту інверсії визначається за формулою 1.1.

$$K_{инв} = \frac{K_1 K_2}{F_{ex}(0)} \quad (1.1)$$

де K_1 , K_2 – множники коефіцієнту інверсії, $F_{ex}(0)$ – Фактор НЗЗ при нульовому опорі джерела сигналу, при чому формула 1.2. математично описує коефіцієнта інверсії K_1 .

$$K_1 = \frac{R_{ex.ε} \parallel R_{33}}{R_1 + R_{ex.δ} \parallel R_{33}} \quad (1.2)$$

де $R_{ex.\partial}$ – Вхідний опір без урахуванням дії ЗЗ, R_l , R_{33} – опір резистора, що зображений на рис. 1.14.

Фактор НЗЗ при нульовому опорі джерела сигналу визначається за формулою 1.3.

$$F_{ex}(0) = \frac{1 + K_{\partial} (R_l \parallel R_{ex.\partial})}{R_{33} + R_l \parallel R_{ex.\partial}} \quad (1.3.)$$

де $R_{ex.\partial}$ – вхідний опір без урахуванням дії ЗЗ, R_l , R_{33} – опір резисторів схеми, K_{∂} – коефіцієнти передачі диференційного сигналу

Вхідний опір з урахуванням дії ЗЗ визначається за формулою 1.4.

$$R_{ex.in\partial} = R_l + R_{ex.in\partial} \left[\frac{R_{33}}{1 + K_{\partial}} \right] \rightarrow R_l \quad (1.4)$$

де $R_{ex.\partial}$ – вхідний опір без урахуванням дії ЗЗ, R_l , R_{33} – опір резисторів схеми.

Залежність вихідного інвертного опору визначено формулою 1.5.

$$R_{ex.in\partial} = \frac{R_{вих0}}{\infty} \quad (1.5)$$

де $R_{вих0} = R_{вих} \parallel R_{33} \rightarrow R_{вих}$, а $R_{вих}$ – опір самого операційного підсилювача без НЗЗ; $F(\infty) \gg 1$ – фактор НЗЗ при ненавантаженому виході.

Якщо параметри самого ОП наближаються до ідеальних (що відповідає

практиці (1.6)

$$K_{\partial} \rightarrow \infty, R_{\text{вх.}\partial} \rightarrow \infty, R_{\text{вих}} \rightarrow \infty, \quad (1.6)$$

де K_{∂} — коефіцієнт передачі диференційного сигналу, $R_{\text{вх.}\partial}$ — вхідний опір, $R_{\text{вих}}$ — вихідний опір.

То формули спрощуються до виду 1.6

$$K_{\text{іна}} = -\frac{R_{33}}{R_1}, R_{\text{вх.ікв}} = R_1, R_{\text{вих}} \rightarrow 0 \quad (1.6)$$

де $R_{\text{вх.}\partial}$ — вхідний опір, $R_{\text{вих}}$ — вихідний опір, R_1, R_{33} — опір резисторів схеми.

Недолік інвертуючого ОП — малий вхідний опір, оскільки збільшення R_1 потребує також збільшення R_{33} , щоб отримати прийнятне значення $K_{\text{інв}}$.

Принцип дії інвертуючого і неінвертуючого ОП наступний. Вхідний сигнал надходить на вхід ($U_{\text{вх}}$) ОП. Негативний зв'язок по напрузі реалізується шляхом подачі вихідної напруги через резистивний діляник на вхід. ОП підсилює вхідну напругу та струм в n -раз.

Потенціалом називають різницю напруги. У ОП потенціали точок a і b — рівні, причому $U_{\text{вх}} = \varphi_a + \varphi_b$ і знаходяться за формулою 1.7.

$$\varphi_a = \frac{R_1}{R_1 - R_2}. \quad (1.7)$$

де R_1, R_2 – опори на електричній схемі.

Отже, вихідна напруга можна визначити за формулою 1.8.

$$U_{вих} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \cdot U_{вх} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot U_{вх}. \quad (1.8)$$

де R_1, R_2 – опори на електричній схемі, $U_{вх}$ – вхідна напруга.

За умовчужанням, під коефіцієнтом підсилення розуміють його модуль.

Коефіцієнт підсилення визначається за формулою 1.9:

$$K_i = 1 + \frac{R_2}{R_1}. \quad (1.9)$$

де R_1, R_2 – опори на електричній схемі.

Коефіцієнт зворотного зв'язку для схеми неінвертуючого підсилювача визначено формулою 1.10.

$$\beta = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \quad (1.10)$$

де R_1, R_2 – опори на електричній схемі.

Розрахунок ОП полягає в наступному. На основі приведеної вище інформації було сформовано наступні завдання:

1. Розробити схему інвертуючого підсилювача.
2. Розрахувати опір (опори) резисторів та вибрати номінальні значення за шкалою E24 (табл. 1.1).
3. Розрахувати коефіцієнт підсилення:
 - а) за значенням вхідної та вихідної напруг;
 - б) за значеннями опорів резисторів вхідного кола та кола НЗЗ.

4. Порівняти отримані результати розрахунків за п. 3а та 3б та зробити висновки щодо похибки розрахунків.
5. Накреслити в масштабі часову діаграму напруг ОП.

Схема неінвертуючого ОП зображена на рис. 1.15.

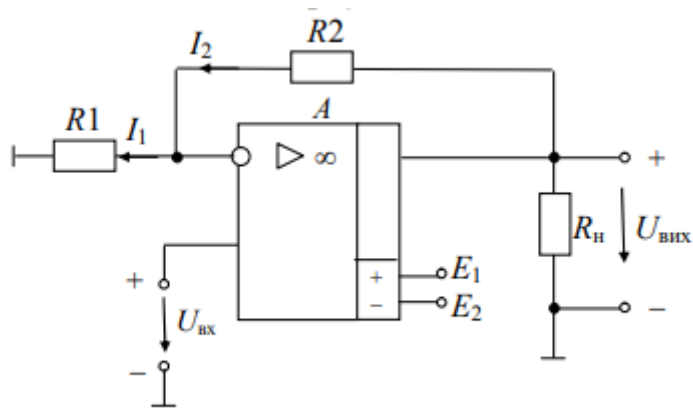


Рис. 1.15. Неінвертуючий ОП: A – операційний підсилювач, R_1, R_2 – опори, R_n – опір навантаження, $U_{вх}$ – вхідна напруга, $U_{вих}$ – вихідна напруга, $+E_1, -E_2$ – однакові за величиною джерела живлення.

Спроекований ОП не інвертує вхідної напруги, оскільки вхідний сигнал подається на неінвертуючий вхід. Тому вхідна $U_{вх}$ і вихідна $U_{вих}$ напруги збігаються за фазою. Резистори R_1, R_2 утворюють чотириполусник 33, а напруга 33 U_{33} (на резисторі R_1) знаходиться у протифазі з вхідною напругою $U_{вх}$ та обраховується за формулою 1.11.

$$U_{вх} = I_1 \cdot R_1 \quad (1.11)$$

де I_1 – сила струму та R_1 – опір вітки електричного кола.

Тому, зі схеми, що зображена на рис. 1.15 можна зробити висновок, що

ЗЗ є негативним, що збільшує вхідний опір неінвертуючого ОП, тобто виконується умова 1.12.

$$R_{\text{вх}} > R_{\text{вх.оп}} \quad (1.12)$$

де $R_{\text{вх}}$ – вхідний опір, $R_{\text{вх.оп}}$ – вхідний опір ОП без ЗЗ.

Негативний ЗЗ зменшує вихідний опір неінвертуючого ОП, тобто виконується умова 1.13.

$$R_{\text{вх}} < R_{\text{вх.оп}} \quad (1.13)$$

де $R_{\text{вх}}$ – вхідний опір, $R_{\text{вх.оп}}$ – вхідний опір ОП без ЗЗ.

Коефіцієнт підсилення ОП, вважаючи за умов 1.14 та 1.15 та формул 1.16 – 1.18 визначено формулою 1.19.

$$\begin{cases} U_{\text{вх}} \approx 0 \\ I_{\text{вх ОП}} \approx 0 \end{cases} \quad (1.14)$$

де $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, $I_{\text{вх ОП}}$ – вхідний струм.

$$\begin{cases} I_1 = I_2 \\ U_{\text{вх}} = I_1 R_1 \\ U_{\text{вих}} = I_1 R_1 + I_2 R_2 = I_2 R_2 + U_{\text{вх}} \end{cases} \quad (1.15)$$

де I_1, I_2 – струм вітки 1 та 2, R_1, R_2 – опір вітки 1 та 2, $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, $U_{\text{вих}}$ – вихідна напруга (рис. 1.15).

$$I_1 = \frac{U_{\text{вх}}}{R_1} \quad (1.16)$$

де $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, R_1 – опір вітки 1.

$$I_2 = \frac{U_{\text{вих}} - U_{\text{вх}}}{R_2} \quad (1.17)$$

де $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, $U_{\text{вих}}$ – вихідна напруга, R_2 – опір вітки 2.

За першої умови рівності струмів I_1 і I_2 (1.15) виведемо формулу 1.18.

$$\frac{U_{\text{вх}}}{R_1} = \frac{U_{\text{вих}} - U_{\text{вх}}}{R_2} \quad (1.18)$$

де $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, $U_{\text{вих}}$ – вихідна напруга, R_2 – опір вітки 2.

Коефіцієнт підсилення визначено формулою 1.19.

$$K_{\text{інв}} = \frac{U_{\text{вих}}}{U_{\text{вх}}} = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (1.19)$$

де $U_{\text{вх}}$ – вхідна напруга, $U_{\text{вих}}$ – вихідна напруга, R_1, R_2 – опори віток 1 та 2 відповідно.

Отже, коефіцієнт підсилення K_i більший за $K_{\text{інв}}$ на одиницю.

Для розрахунку ОП необхідно значення опорів або напруг.

Нехай нам відомі наступні величини функцій вхідної $U_{\text{м. вх}} = 0.1 + 0.01N$ В

та вихідної напруг $U_{\text{м. вих}} = 5 + 0.7M$ В, а також опір навантаження

$R_{\text{н}} = 2$ кОм

Дано:

$$U_{m. \text{ вх}} = 0.1 + 0.01N \text{ В}$$

$$U_{m. \text{ вих}} = 0.5 + 0.7M \text{ В}$$

$$R_{\text{н}} = 2 \text{ кОм}$$

Перетворимо значення напруг в показникові форму:

$$U_{m. \text{ вх}} = 0.1 + 0.01N = 0.1005 \cdot e^{j84.28^\circ} \text{ В}$$

$$U_{m. \text{ вих}} = 0.5 + 0.7M = 0.86 \cdot e^{j35/54^\circ} \text{ В}$$

$$U_{m. \text{ вих}} = 5 + 0.7M = 5.049 \cdot e^{j35/54^\circ}$$

Розраховуємо значення струму за формулою 1.16:

$$I_{\text{мн}} = \frac{U_{\text{мввих}}}{R_{\text{н}}} = \frac{0.86}{2000} = 0.00043(A)$$

Значення амплітуди струму у колі ЗЗ обирається із залежності 1.20.

$$I_{\text{м2}} = (0.02 \dots 0.05) \cdot I_{\text{мн}} \quad (1.19)$$

де $I_{\text{мн}}$ – амплітуда струму вітки з навантаженням.

У даному випадку було обрано $I_{\text{м2}} = 0.05 \cdot I_{\text{мн}}$

Значення амплітуди струму у колі ЗЗ рівне:

$$I_{\text{м2}} = 0.02 \cdot 0.00043 = 0.00086(A)$$

Амплітуди струмів $I_{\text{м1}}$ та $I_{\text{м2}}$ рівні, тому:

$$I_{\text{м1}} = I_{\text{м2}}$$

Опір резистора у вхідному колі визначається з залежності, що відображена у формулі 1.11, тобто:

$$R_1 = \frac{U_{\text{мвв}}}{I_{\text{м1}}} = \frac{0.1005}{0.00086} = 116.86(\text{Ом})$$

Опір резистора у колі ЗЗ рівний:

$$R_2 = \frac{U_{\text{мвви}}}{I_{\text{м2}}} = \frac{0.86}{0.00086} = 1000(\text{Ом})$$

Наким чином значення опорів будуть наступними:

$$R_1 \approx 117 \text{ Ом}$$

$$R_1 \approx 988 \text{ Ом}$$

Розраховуємо коефіцієнт підсилення за значенням вхідної та вихідної напруг (за формулою 1.19):

$$K_u = \frac{U_{\text{мвви}}}{U_{\text{мвв}}} = \frac{0.86}{0.1005} = 8.557(\text{Ом})$$

Розраховуємо коефіцієнт підсилення напруги (за формулою 1.19):

$$K_{ui} = \frac{R_2}{R_1} = \frac{988}{117} = 8.529(\text{Ом})$$

Порівнюємо значення K_u і K_{ui} та знайдемо відносну похибку коефіцієнта підсилення за формулою 1.20.

$$\delta, \% = \frac{K_{ui} - K_u}{K_u} \cdot 100 \quad (1.20)$$

де K_{ui} – коефіцієнт підсилення розрахований за опорами,
 K_u – коефіцієнт підсилення розрахований за напругою.

$$\delta = \frac{8.529 - 8.557}{8.557} \cdot 100 = 0,33\%$$

Отриманий результат обрахунку похибок є оптимальним для ОП коагулятора, що проектується.

Побудову епюрів вхідної $U_{вх} = f_1(t)$ та вихідної напруг $U_{вих} = f_2(t)$ зображено на рис. 1.16.

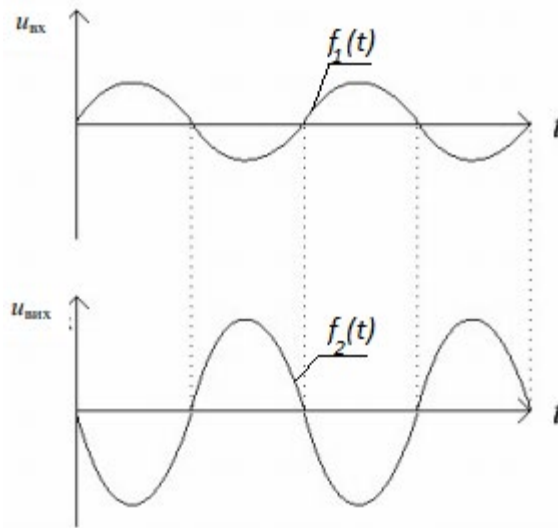


Рис. 1.16. Побудову епюрів вхідної та вихідної напруг

1.10. Аналіз можливих похибок апарату

При проведенні процесу коагуляції та (або) різання необхідно задавати певні характеристики, що визначають необхідність виконання цих процесів.

В залежності від факторів, що можуть виникати в апараті їх поділяють на усувні та неусувні.

До перших слід віднести вібрації, шуми із навколишнього середовища, що можуть надходити із вхідними даними, а також поведження пацієнта. Прикладом виступає відстань від РІ до БО, що може змінюватись внаслідок переміщень тіла, дихальних рухів та ін.

До неусувних належать ті фактори, що можуть бути визначені конструкцією та можливостями апарату, серед яких:

- Похибка заокруглення при обрахунках за математичними формулами.
- Похибка, що залежить від зміни температури при нагріванні апарату та РІ.
- Похибка передачі зворотного зв'язку.
- Похибка периферії (РІ).
- Похибки перетворень, що виникають в аналогово-цифрових перетворювачах АЦП (для забезпечення функціональності периферії апарату) та ЦАП (для формування ЗЗ) та ін.

Іншим видом похибок є систематичні похибки, що виражаються у похибках при розрахунках та невідповідності розрахункових значень до реальних (неадекватність математичної моделі).

Тому, конструкція обраного прототипу, ERBE ERBOTOM ICC 200, має високу точність, що зводить вище описані фактори до мінімуму.

ОП виступає в ролі генератора напруги, у випадку підключення навантаження до його виходу. При цьому внутрішній опір ОП є еквівалентним внутрішньому опору генератора напруги.

Вихідний опір інтегрального ОП складає сотні Ом, але від'ємний зв'язок зменшує цей опір в $1 + K_y \cdot \beta$ раз

де β – коефіцієнт зворотного зв'язку, K_y – коефіцієнт підсилення. Це дозволяє забезпечити малі методичні похибки при побудові каскадних схем [20].

У даному випадку приведений розрахунок відносної похибки коефіцієнта підсилення розробленого інвертуючого підсилювача [21].

Формула розрахунку похибки наведена у формулі 1.20.

$$\delta, \% = \frac{K_{ui} - K_u}{K_u} \cdot 100 \quad (1.20)$$

де K_{ui} – коефіцієнт підсилення розрахований за опорами, K_u – коефіцієнт підсилення розрахований за напругою.

$$\delta = \frac{8.529 - 8.557}{8.557} \cdot 100 = 0,33\%$$

Отриманий результат обрахунку похибок є оптимальним для ОП коагулятора, що проектується.

1.11. Загальні вимоги щодо експлуатації електрокоагулятора

Апарат, що проектується, повинний відповідати вимогам до медичних апаратів, що призначені для роботи з клієнтом. Досить важливим є правильне зберігання та транспортування апарату в спеціальному корпусі (чи коробці), що впливає на механічні пошкодження та калібрування. Тому перед початком роботи виконати візуальну перевірку на наявність механічних пошкоджень, а у разі його несправності – не використовувати.

Збої напруги теж є негативним явищем, яке слід уникати шляхом використання запасних (аварійних) джерел живлення, а також вбудованого акумулятора.

Для забезпечення правильного функціонування апарату необхідно виконувати калібрування – один раз в 2 роки.

Даний апарат повинен пройти сертифікацію медичних апаратів (приладів), що стверджуватиме про його придатність.

Зберігати апарат необхідно в сухому місці на складі чи на окремій полиці в спеціальній пілозахисній упаковці, що входить в комплект.

1.12. Розробка функціональної схеми блоків апарату

Функціональна схема – це умовне графічне зображення, що складається із прямокутників, та відображає функції системи, що виконуються окремими її елементами із відображенням зв'язків між ними.

Функціональна схема апарату складається з наступних блоків: перемикача, керування, обмежувача, елементів живлення, комутації, автогенератора, автоматичного вимикання, живлення, підсилювача

потужності, фільтру, стабілізації, вихідного пристрою, електрозахисту, блоку токового захисту, пасивного елементу, двох електродів та двох тримачів.

Функціональна схема апарату, що проектується, представлена на рис. 1.15

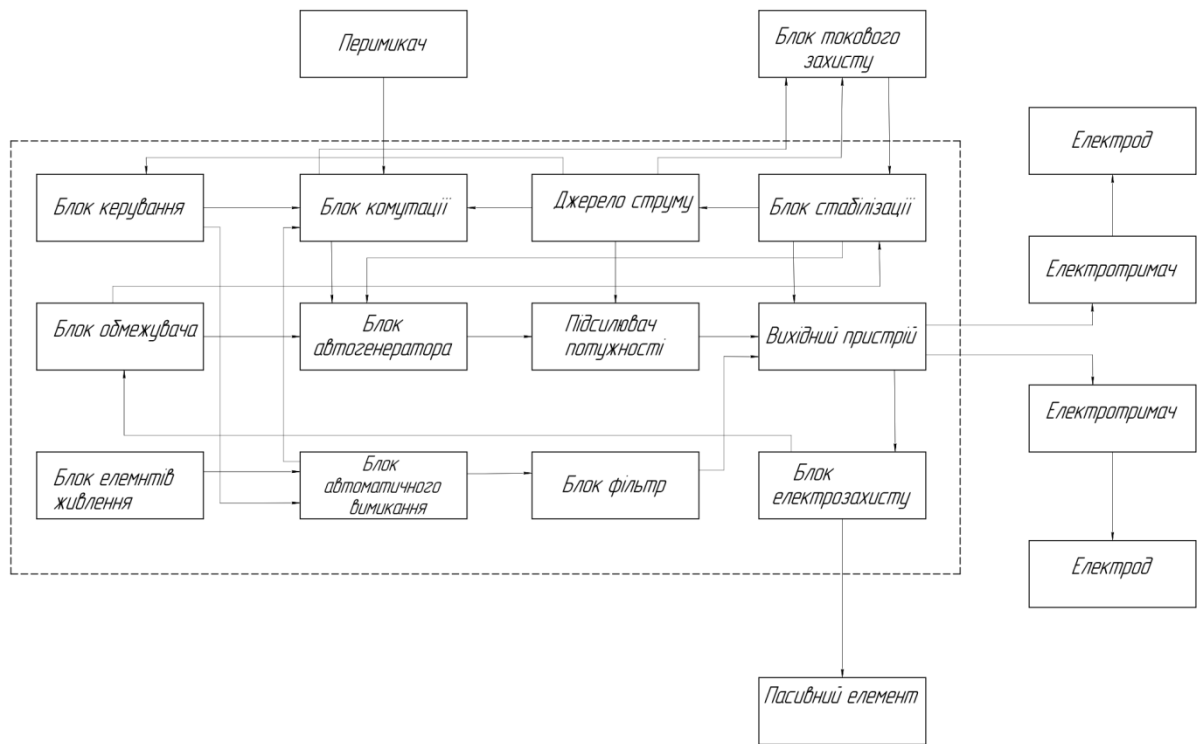


Рис. 1.15. Функціональна схема електрокоагулятора

Функціональна схема, що представлена на рис 1.15, показує взаємозв'язок між внутрішніми складовими апарату.

Апаратний блок складається із дванадцяти блоків: керування, обмежувача, елементів живлення, комутації, автогенератора, автоматичного вимикання, живлення, підсилювача потужності, фільтру, стабілізації, вихідного пристрою, електрозахисту.

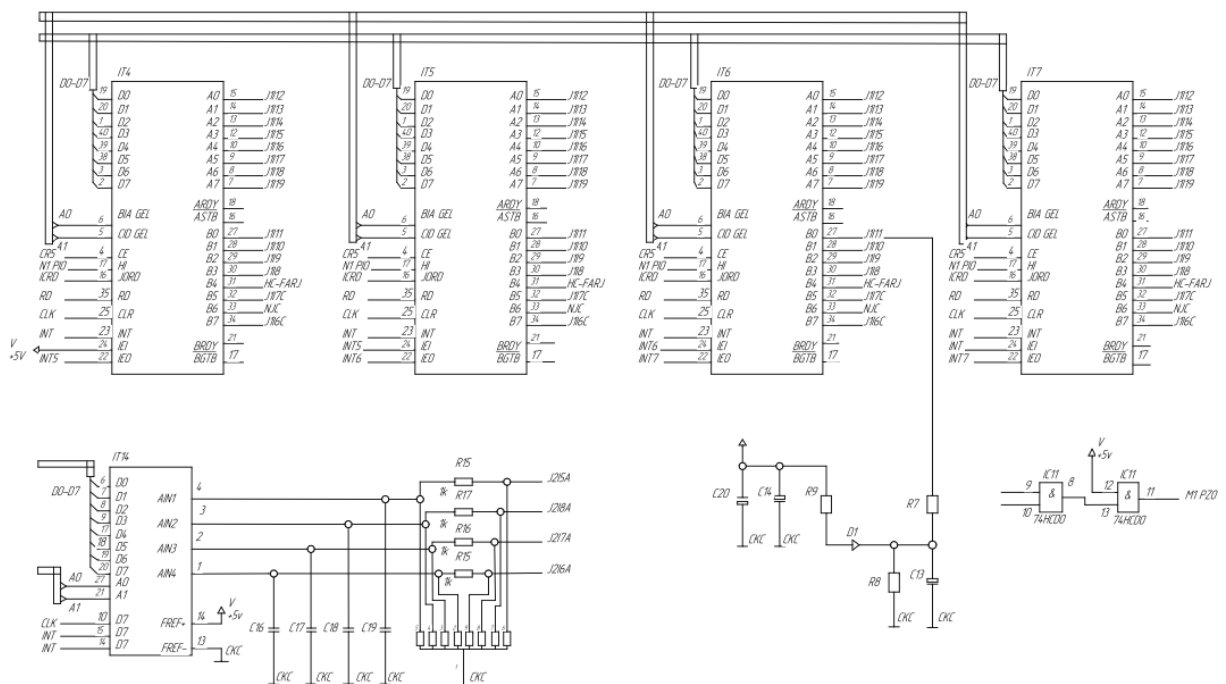
РІ представлений як пара електротримачів та електродів, на які подаються живлення та керувальні характеристики щодо формування електричного поля та температури, необхідної для забезпечення коагуляції БТ.

Апарат складається із робочого інструменту та блоку апаратурного, призначений для виконання процесів різання та коагуляції БТ працює наступним чином.

1.13. Розробка електричної схеми блоків апарату

Блок керування призначений для управління роботою вибору режимів та контролю параметрів вихідних характеристик в процесі експлуатації апарату.

Схема електрична принципова складається з чотирьох каскадів мікроконтролерів типу ZILOG Z80 PIO та представлена на рис. 1.16.



На IT6 подається живлення від блоку живлення +5 в. на далі через шину живлення подається на інші мікроконтролери.

Мікроконтролери IT4, IT5, IT7, відповідають за роботу блоків коагулятора (в залежності від заданого програмного забезпечення), блоків різання, блоку кінцевої коагуляції та блоку індикації.

IT14 мікроконтролер відповідає, за системи запобігання, можливих, виходів за межі встановленого живлення.

Схема працює за наступним алгоритмом:

1. Подання живлення на апарату – тривалість ввімкнення становить до 5 с.
2. Обрання необхідного режиму на передній панелі апарату
3. Підготовка та ввімкнення PI – формування властивостей електричного поля та нагрів до необхідної температури.
4. Процедури розрізу з подальшим (хірургічним) втручанням та/або коагуляції.
5. Вимкнення приладу.

1.14. Технічні характеристики

До технічних характеристик апарату, що проектується, слід віднести наступні показники:

- потужність різання: 1-350 W навантаження: 500Ω;
- потужність коагуляції: 1-150 W навантаження: 500Ω;
- вхідна напруга: 220...230 В, 50 Гц;
- максимальна потужність: 450 Вт;
- режим роботи: моно- біполярний;
- коагуляційний вплив: безконтактний;
- тип захисту від ураження електричним струмом: Клас II;

- ступінь захисту від ураження електричним струмом: Тип BF;
- ступінь захисту від небезпечного попадання води: IPX0;
- безперервність роботи: 20 год;
- середня тривалість виконання процедури: 5-15 хв.

Список технічних вимог до апарату, що проектується, можна значно розширити в залежності від функціоналу та інших вимог для роботи апарату в нестандартних умовах та ін.

Інші вимоги щодо використання апарату наведено в технічному паспорті апарату.

1.15. Техніка безпеки

Апарат призначений для виконання надрізів та коагуляції безконтактним способом – за допомогою електричного поля, що створює електрод.

Завдяки другому класу та тип BF в класифікації типів захисту від ураження електричним струмом та Ступеню IPX0 в класифікації типів захисту від небезпечного попадання води, апарат є захищеним від попадання води та вологи і є безпечним при використанні.

Оскільки РІ апарату створює електричне поле, тому необхідно врахувати загальні вимоги щодо роботи з ним.

Не перевищувати допустиму тривалість дії, тобто час впливу електричне випромінювання на БО.

Для забезпечення правильного функціонування апарату необхідно створити відповідні умови роботи з приладом, наприклад достатнє освітлення, забезпечити резервне живлення (аварійні батареї у медичному закладі, а також використання резервного акумулятора).

Категорично забороняється:

- використовуватися приладом не за призначенням;
- користуватися несправним апаратом та коли помітно візуальні дефекти, зокрема на розетці, кабелі, корпусі та РІ;
- розбирати апарат та самостійно виконувати ремонт;
- користуватися розетками без заземлення;
- перекривати вентиляційні шахти апарату;
- раняти прилад на підлогу та ін.

Всі інші вимоги щодо використання апарату та іншими вимогами до нього, описано в технічному паспорті апарату.

Висновки до конструкторського розділу

В першому розділі було розкрито поняття коагуляції, аргументовано її актуальність, наведено сфери застосування та її роль у сучасних напрямках медицини – електрохірургії. За розглянутою класифікацією апаратів для проведення коагуляції та патентним пошуком передових розробок можна зробити висновок про те, що агрегат, що проектується у даному розділі, є необхідним і унікальним медичним засобом та призначений для вирішенні низки медичних проблем, що призводить до спрощення проведення процедури як для пацієнта, так і для лікаря.

Відповідно до класифікації апарат, що проектується, за способом дії належить до електричних приладів, за характером електрохірургічного впливу – змішаного типу, за потужністю – до приладів середньої потужності, за видом коагуляційного впливу – без контактний, за способом керування – ручний з автоматичним регулюванням потужності, за оцінкою прямого впливу – первинний та з широкою областю використання.

Даний апарат є універсальним, оскільки підтримує чотири режими роботи, таких як: «чистий» розріз, коагуляція, змішаний (розріз та коагуляція та біполярна коагуляція).

Одним із найголовнішим параметром створення електричного поля є операційний підсилювач, що керує вихідними значеннями напруги та струму через змінний резистор.

Функціональна та електрична схеми апарату дозволяють оцінити його функціональність та точність роботи, що є досить важливою для проведення таких процесів як коагуляція та розріз.

Отже, вищеперерахована інформація дозволяє сформулювати загальне поняття апарату як медичного засобу, що є універсальним для різних сфер використання у медицині.

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1. Розрахунок показників технологічності

Технологічність конструкції складального апарату або складальної одиниці - її властивість, яка дає змогу скласти даний виріб в мінімальні строки, застосовуючи найпростіші, найбільш економічно вигідні та прогресивні технологічні процеси.

Конструкція вважається технологічною, якщо вона має найменшу можливу трудомісткість виготовлення, низьку собівартість виробництва, порівняно високий ступінь уніфікації, точність та надійність.

Проводимо оцінку рівня технологічності електрокоагулятора, опис конструкції якого наведений в пункті 1.12, а складальне креслення представлено в додатку на кресленні ДП ПБз4116.1702.000 СК.

Для оцінки рівня технологічності розраховуємо відносні показники технологічності.

Перед розрахунком технологічності розглянемо уніфікацію всіх складальних одиниць, операцій та деталей електрокоагулятора.

В табл. 2.1 наведений перелік складальних одиниць електрокоагулятора та їх уніфікація.

Таблиця. 2.1. Перелік складальних одиниць електрокоагулятора

№	Складальна одиниця	Кількість	Уніфікація
1	Панель	1	не уніфікована
2	Пластина	1	не уніфікована
3	Роз'єм	1	уніфікована
4	Планка	1	не уніфікована

В табл. 2.2 наведений перелік операцій складання електрокоагулятора та їх уніфікація.

Таблиця. 2.2. Перелік операцій складання електрокоагулятора

№	Операція	Уніфікація
1	Розпакувальна	уніфікована
2	Складально-підготовча	уніфікована
3	Складання панелі	не уніфікована
4	Складання пластини	не уніфікована
5	Складання планки	не уніфікована
6	Складання штекера	уніфікована
7	Складання кришки	не уніфікована
8	Складання загальне	не уніфікована
9	Контрольна	не уніфікована
10	Випробування	не уніфікована

В табл. 2.3 наведений перелік деталей електрокоагулятора їх уніфікація.

Таблиця. 2.3. Перелік деталей електрокоагулятора

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	2	3	4
1	Кнопка	1	уніфікована
2	Блок різання	1	не уніфікована
3	Блок коагуляції	1	не уніфікована
4	Індикатор	1	уніфікована
5	Перемичка	1	уніфікована
6	Біполяр	1	не уніфікована
7	Блок індикації	1	не уніфікована
8	Штекер	1	уніфікована
9	Клапан	1	уніфікована
10	Індикатор	1	уніфікована
11	Блок живлення	1	уніфікована
12	Роз'єм	1	уніфікована
13	Штекер	1	уніфікована
14	Корпус	1	не уніфікована
15	Планка	1	не уніфікована

Продовження таблиці 2.3.

1	2	3	4
16	Пластина	1	не уніфікована
17	Панель	1	не уніфікована
18	Гвинт	4	уніфікована
19	Гвинт	4	уніфікована
20	Радіатор	2	уніфікована
21	Кришка верхня	1	не уніфікована
22	Кришка нижня	1	не уніфікована
23	Стійки	4	уніфікована

1. Критерій складності виробу:

$$K_{СКЛ} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}, \quad (2.1)$$

де N_{Σ} - число основних складальних одиниць в апараті, $N_{\Sigma} = 4$;

n_{Σ} - число всіх деталей у виробі по специфікації, $n_{\Sigma} = 33$.

$K_{СКЛ} < 0.2$ - технологічність незадовільна;

$K_{СКЛ} = 0.2..0.4$ - технологічність задовільна;

$K_{СКЛ} > 0.4$ – висока технологічність.

В даному випадку:

$$K_{СКЛ} = \frac{4}{33} \approx 0.121$$

$K_{СКЛ} \approx 0.12$, отже за критерієм складності виріб має задовільну технологічність.

2. Критерій уніфікації виробу:

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}, \quad (2.2)$$

де N_y – число уніфікованих складальних одиниць, $N_y = 1$;

N_{Σ} – число всіх складальних одиниць, $N_{\Sigma} = 4$;

n_y – число уніфікованих деталей, $n_y = 21$;

n_{Σ} – число всіх деталей, $n_{\Sigma} = 33$;

$K_y < 0.25$ – технологічність незадовільна,

$K_y = 0.25..0.5$ – технологічність задовільна,

$K_y > 0.5$ – висока технологічність.

$$K_y = \frac{1 + 21}{4 + 33} \approx 0.595$$

$K_y \approx 0.595$, отже за критерієм уніфікації виробу технологічність є високою.

3. Показник уніфікації складальних одиниць:

$$K_{yco} = \frac{N_y}{N_{\Sigma}}, \quad (2.3)$$

$K_{yco} < 0.2$ – технологічність незадовільна,

$K_{yco} = 0.2..0.4$ – технологічність задовільна,

$K_{yco} > 0.4$ – висока технологічність.

$$K_{yco} = \frac{1}{4} = 0.25$$

$K_{yco} = 0.25$, отже за показником уніфікації складальних одиниць технологічність задовільна.

4. Показник уніфікації деталей:

$$K_{уд} = \frac{n_y}{n_{\Sigma}}, \quad (2.4)$$

$K_{уд} < 0.3$ – технологічність незадовільна,

$K_{уд} = 0.3..0.6$ – технологічність задовільна,

$K_{уд} > 0.6$ – висока технологічність.

$$K_{уд} = \frac{21}{33} \approx 0.636$$

$K_{уд} \approx 0.48$, отже за показником уніфікації деталей технологічність задовільна.

5. Показник уніфікації технологічного процесу:

Уніфіковані операції – операції, які широко застосовуються на виробництві, раніше освоєні, для яких існує обладнання. Технологічний процес самої операції не потребує додаткового освоєння. До таких процесів належать: згвинчування, пресування, паяння, монтаж шарикопідшипникових опор, намотувальні процеси, штифтування та інші[13].

$$K_{ун.тех.проц.} = \frac{K_{ун.опер.}}{K_{заг.опер.}}, \quad (2.5)$$

де $K_{ун.опер.}$ – кількість уніфікованих операцій, $K_{ун.опер.} = 7$;

$K_{заг.опер.}$ – загальна кількість операцій, $K_{заг.опер.} = 10$.

$K_{ун.тех.проц.} < 0.5$ – технологічність незадовільна,

$K_{ун.тех.проц.} = 0.5..0.75$ – технологічність задовільна,

$K_{ун.тех.проц.} > 0.75$ – висока технологічність.

$$K_{\text{ун.тех.проц}} = \frac{7}{10} = 0.7$$

$K_{\text{ун.тех.проц}} = 0.7$, що свідчить про високу технологічність виробу за показником уніфікації технологічного процесу.

6. Комплексний показник уніфікації виробу:

$$K_{\Sigma} = \frac{\sum_{i=1}^n K_i}{n}, \quad (2.6)$$

де K_i – показники уніфікації за різними критеріями;

$K_1 = K_{\text{СКЛ}}$ - критерій складності виробу, $K_1 = 0.121$;

$K_2 = K_y$ - критерій уніфікації виробу, $K_2 = 0.595$;

$K_3 = K_{\text{УСО}}$ - показник уніфікації складальних одиниць, $K_3 = 0.25$;

$K_4 = K_{\text{УД}}$ - показник уніфікації деталей, $K_4 = 0.636$;

$K_5 = K_{\text{ун.тех.проц}}$ - показник уніфікації технологічного процесу, $K_5 = 0.7$;

n – загальна кількість відносних показників технологічності.

$$K_{\Sigma} = \frac{0.121 + 0.595 + 0.25 + 0.636 + 0.7}{5} = 0.46$$

Таким чином, за комплексним показником уніфікації виробу робимо висновок, що запропонована конструкція електрокоагулятора є технологічною для дрібносерійного виробництва.

2.2. Розрахунок геометричної точності складальних робіт

Забезпечення геометричної точності складальних робіт – типове завдання при складанні механічних ланцюгів механізмів, яке ґрунтується на розрахунку розмірного ланцюга (РЛ). Вирішити РЛ – означає визначити номінальне значення замикаючої ланки і забезпечити її необхідну точність.

Виконаємо розрахунок РЛ за допомогою метода повної взаємозамінності. Даний метод передбачає забезпечення необхідної точності складання за будь-яких можливих гранично допустимих відхилень розмірів деталей (рис. 2.1), які входять до єдиного розмірного ланцюга (рис. 2.2).

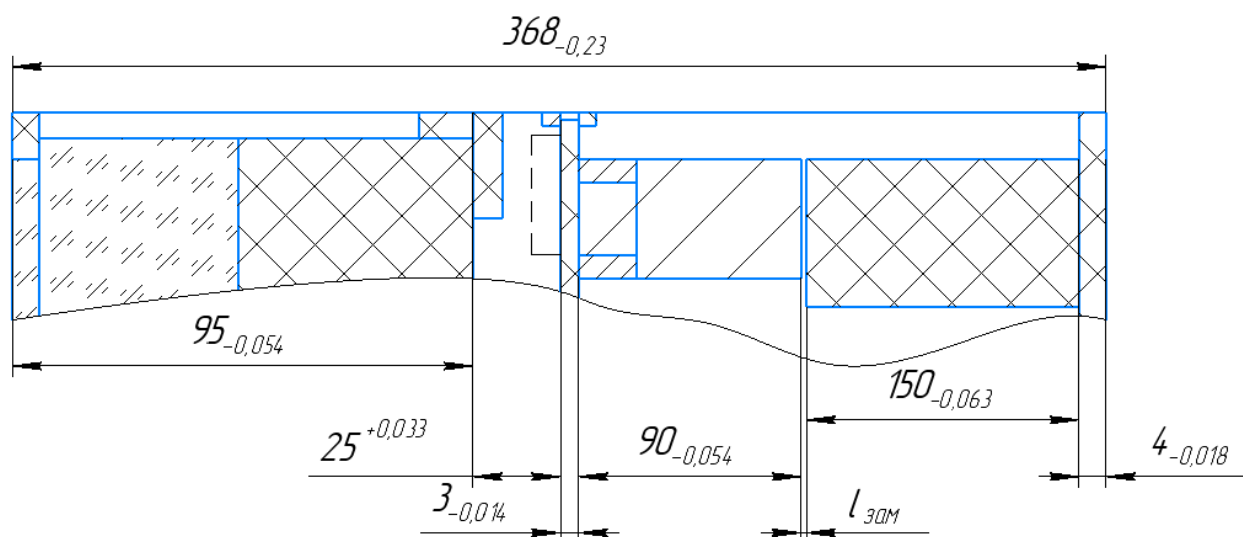


Рис. 2.1 Чисельні значення ланок розмірного ланцюга

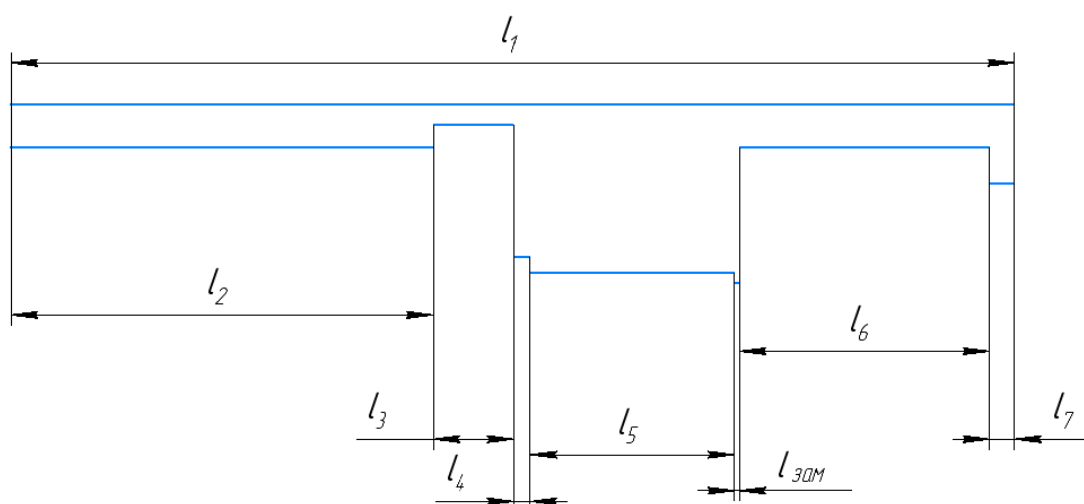


Рис. 2.2 Умовне позначення ланок розмірного ланцюга

В табл. 2.4 наведені номінальні значення розмірних ланок та їх допуски.

Таблиця. 2.4. Номінальні значення розмірних ланок

Розмірна ланка	Значення	Розмір, мм	Квалітет	Допуск
l_1	збільшуюча	368	H10	0 -0.23
l_2	зменшуюча	95	h8	0 -0.054
l_3	зменшуюча	25	H8	+0.033 0
l_4	зменшуюча	3	h8	0 -0.014
l_5	зменшуюча	90	h8	0 -0.054
l_6	зменшуюча	150	h8	0 -0.063
l_7	зменшуюча	4	h8	0 -0.018
$l_{зам}$				

Координатний метод

Визначаємо номінальне значення $l_{зам}$ за формулою:

$$l_{зам} = \sum_1^n l_{зб} - \sum_1^q l_{зм}, \quad (2.7)$$

де n – число ланок РЛ, що збільшують; q – число ланок РЛ, що зменшують;

$$l_{зам} = 368 - (95 + 25 + 3 + 90 + 150 + 4) = 1 \text{ (мм)}.$$

Визначаємо допуск на $l_{зам}$:

$$\delta_{зам} = \sum_1^{m-1} |\delta_i|, \quad (2.7)$$

m – число всіх ланок.

$$\delta_{зам} = (0.23 + |-0.054| + 0.033 + |-0.014| + |-0.054| + |-0.063| + |0.018|) = 0.466 \text{ (мм)}.$$

Розрахунок координати середин кожного з полів допусків виконується за формулою $K = \frac{BB + HB}{2}$. Визначимо координату середини допуску $K_{зам}$ замикаючої ланки:

$$K_{1\text{ }36} = -0,115; \quad K_{2\text{ }3М} = -0,027; \quad K_{3\text{ }3М} = 0,0165; \quad K_{4\text{ }3М} = -0,007; \quad K_{5\text{ }3М} = -0,027; \\ K_{6\text{ }3М} = -0,0315; \quad K_{7\text{ }3М} = -0,009;$$

$$K_{\Sigma} = \sum_{i=1}^n K_{i36} - \sum_{j=1}^p K_{j3М} = -0,115 - (-0,027 + 0,0165 - 0,007 - 0,027 - 0,0315 - 0,009) = -0.03$$

Визначимо необхідні відхилення допуску замикаючої ланки:

$$BB_{зам} = K_{зам} + 0,5 \cdot \Delta_{зам} = -0,03 + 0,5 * 0,466 = 0.203$$

$$HB_{зам} = K_{зам} - 0,5 \cdot \Delta_{зам} = -0,03 - 0,5 * 0,466 = -0,263$$

$$l_{зам} = I_{-0,263}^{0,203} \text{ мм}$$

Екстремальний метод з врахуванням номіналів

Максимальне та мінімальне значення замикаючої ланки визначається за формулами:

$$l_{зам}^{\max} = \sum_{i=1}^n l_{i36}^{\max} - \sum_{j33М}^{\min} l = (368) - (94.946 + 25 + 2.986 + 89.946 + 149.937 + 3.982) = 1.203 \text{ (мм)}$$

$$l_{зам}^{\min} = \sum_{i=1}^n l_{i36}^{\min} - \sum_{j33М}^p l = (367.77) - (95 + 25.033 + 3 + 90 + 150 + 4) = 0.737 \text{ (мм)}$$

Верхнє та нижнє відхилення допуску замикаючої ланки:

$$BB_{зам} = l_{зам}^{\max} - l_{зам} = 1.203 - 1 = 0.203 \text{ (мм)}$$

$$HB_{зам} = l_{зам}^{\max} - l_{зам} = 0.737 - 1 = -0.263 \text{ (мм)}$$

Відповідь: $l_{зам} = I_{-0,263}^{0,203} \text{ мм}$

Метод екстремальний без номінальний

Відразу ж розрахуємо верхнє та нижнє відхилення допуску замикаючої ланки:

$$BB_{зам} = \sum_{i=1}^n BB_{i \text{ зб}} - \sum_{j=1}^p HB_{j \text{ зм}} = (0) - (-0,054 + 0 - 0,014 - 0,054 - 0,063 - 0,018) = 0.203(\text{мм})$$

$$HB_{зам} = \sum_{i=1}^n HB_{i \text{ зб}} - \sum_{j=1}^p BB_{j \text{ зм}} = (-0.23) - (0 + 0,033 + 0 + 0 + 0 + 0) = -0.263(\text{мм})$$

Висновок: Після розрахунку трьома методами, ми отримали єдиний результат – $l_{зам} = I_{-0,263}^{0,203} \text{ мм}$

2.3 Розробка технологічного процесу складання електрокоагулятора

Головною складовою технологічного процесу складання електрокоагулятора є розробка маршрутних карт, що дають повну інформацію про послідовність складання, використання інструментів, обладнання та оснасток.

Маршрутні карти складання, що були розроблені в програмному середовищі Adem v9.05, наведені в додатку Б. Маршрутний технологічний процес оформляється згідно ГОСТ 3.1118-82.

Під маршрутом складання розуміють набір послідовних технологічних операцій, призначених для складання електрокоагулятора. У даному випадку, їх десять: розпакувальна, складально-підготовча, складання панелі, складання пластини, складання планки, складання штекера, складання кришки, складання загальне, контрольна та випробувальна.

Перша операція полягає у розпакуванні усіх 33 запакованих деталей. Друга – призначена для комплектування складових деталей агрегату на стелаж за порядком складання згідно із стендом складання. Наступні операції – складання вузлів: панелі, пластини, планки, штекера, кришки та загальна операція складання. Дві останніх операції – це контрольна та випробувальна (на дослідному зразку) за контрольно-випробувальним стендом.

Більш детально про дані технологічні операції описано в п. 2.4 та п. 2.5.

2.4. Розробка структурної схеми складання

На рис. 2.3. показано структурну схему складання, що складається із трьох вузлів першого ступеня та одного вузла – другого та призначена для опису складових частин приладу із їх розбиттям на окремі вузли.

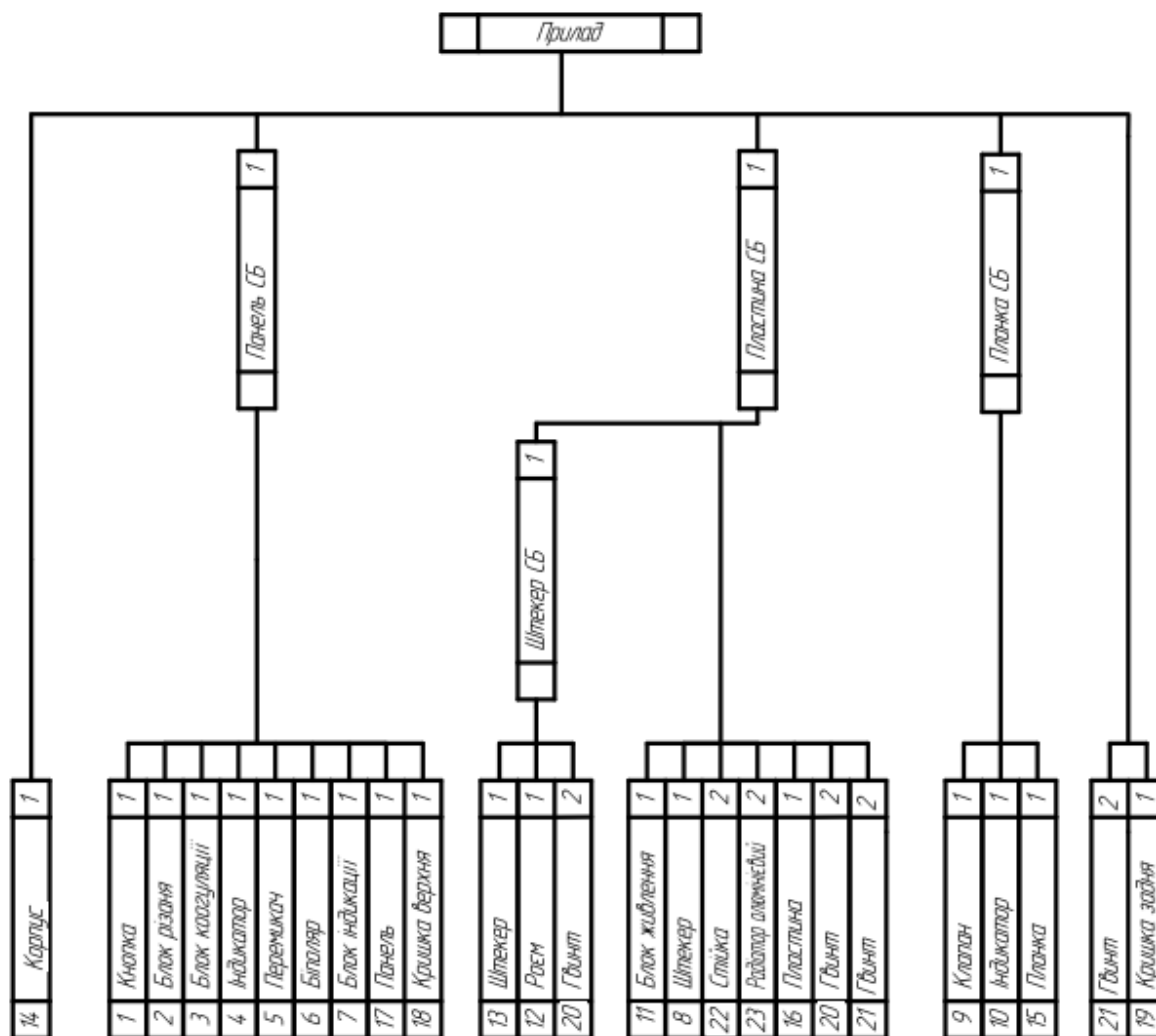


Рис.2.3. Структурна схема складання

На найнижчому рівні знаходяться найпростіші складові частини – деталі у кількості 33 шт. Вузлами першого ступеня є панель, штекер та планка, а другого – пластина.

Панель СБ містить наступні деталі: кришку верхня, блок індикації, біполяр, перемикача, індикатора, блоку коагуляції, блоку різання, кнопки та панелі.

Планка СБ складається із клапана, індикатора та планки.

Пластина СБ містить: блок живлення, штекер, стійку, радіатор алюмінієвий, пластину, гвинти та штекер СБ. Останній у своєму складі має штекер, роз'єм та гвинти.

До вільних деталей належать кришка задня та гвинти.

2.5. Розробка технологічної схеми складання

На рис. 2.4. показано технологічну схему складання, що має інформаційну мету ознайомити інженера-складальника із послідовністю та переліком технологічних операцій, що використовуються у складанні коагулятора.

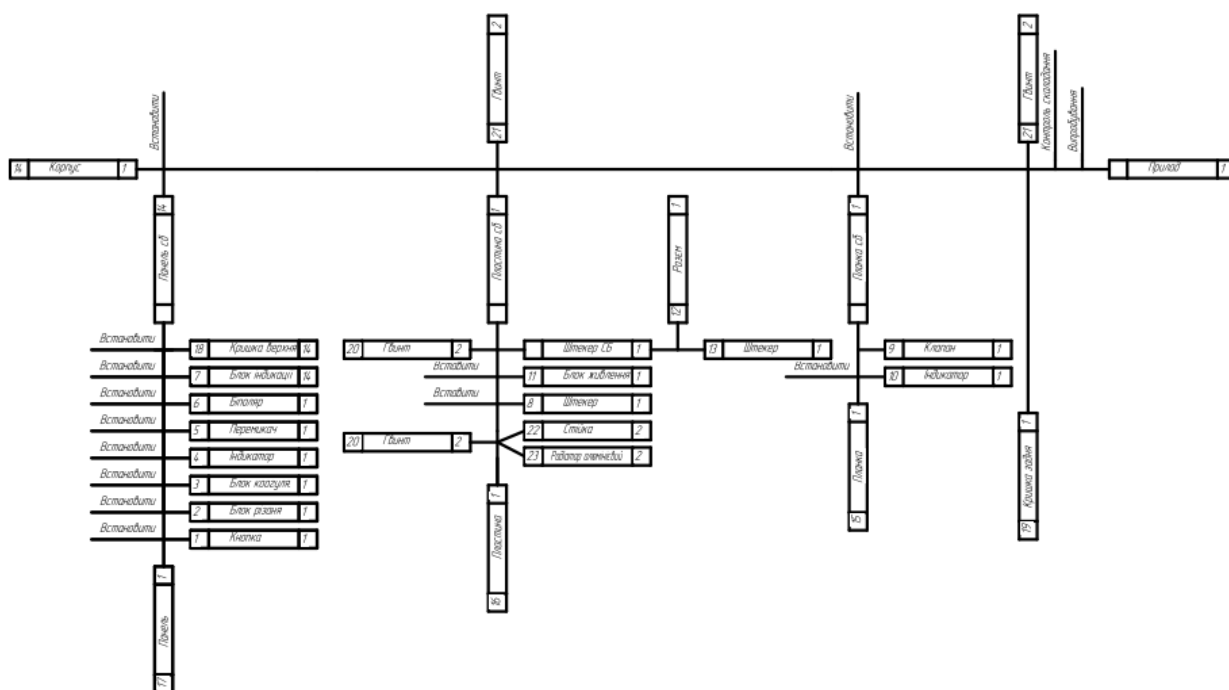


Рис.2.4. Технологічна схема складання

При складанні апарату використовуються дві основних операції: встановлення та закручення гвинтів за допомогою викруток.

За базову деталь було обрано корпус, до якого кріпляться інші складальні одиниці та вільні деталі типу кришка задня та гвинти.

Складання панелі СК розпочинається зі встановлення деталей на панель у наступній послідовності: кнопка, блок різання, блок коагуляції, індикатор, перемикач, біполяр, блок індикації та кришки верхньої (на заціпки) до корпусу.

Складання пластини СК, першочергово, вимагає складання штекера СК із роз'єма та штекера, а потім – встановлення на пластину радіатора та стійок

з гвинтовим кріпленням, штекера, блока живлення та штекера СК теж з гвинтовим кріпленням. Також пластина СК теж кріпиться до корпусу гвинтами.

Складання планки СК відбувається наступним чином: встановлюють індикатор та клапан у пластину, яку теж встановлюють в корпус СК на защілки.

Вільні деталі – кришка задня та гвинти – кріпляться до корпусу останніми.

Таким чином, як видно із рис. 2.4, усі складальні одиниці є розбірним вузлом, Результат та якість складання приладу перевіряється та оцінюється на стадіях контролю та випробування, дотримуючись контрольно-випробувального стенду та інструкцій, зокрема щодо експлуатації та вимог техніки безпеки.

2.6. Розробка контрольно-випробувального стенду

З метою контролю та випробування апарату був розроблений спеціальний стенд, що дає змогу оцінити правильність процесу складання. До складу стенду увійшли датчики контролю (наприклад, осцилограф, спеціального термометра, ампер- та вольтметри), дослідний зразок, та секундомір. У разі необхідності та за певних обставин комплект може бути доповнений іншими приладами та складовими.

Алгоритм проведення перевірки придатності апарату полягає в наступному:

1. Підготовки дослідного зразка.
2. Підключення датчиків контролю до дослідного зразка.
3. Підключення агрегату до джерела живлення.
4. Ввімкнення кнопки живлення агрегату.
5. Проведення операції калібрування.

6. Обрання необхідного режиму роботи.
7. Задання відповідних параметрів для формування необхідних властивостей вихідного електричного струму як керуючого засобу для проведення коагуляції та різання.
8. Стерилізація БТ дослідного зразка (у разі необхідності).
9. Обнулення секундоміра та його старт.
10. Виконання процесу різання і (або) коагуляції.
11. Фіксація даних із датчиків контролю та інших вимірювальних приладів.
12. Порівняння результатів
13. У разі необхідності настановлення агрегату за інструкцією, що подана у технічному паспорті.
14. Повторення кроків 6 – 14 до отримання коректних та допустимих значень

Отже, з метою спрощення проведення контролю агрегату було розроблено відповідний стенд, який можна застосовувати, насамперед, в медичних закладах.

Висновки до технологічного розділу

У технологічному розділі було розглянуто ряд важливих питань, що стосуються технологічності та процесу складання апарату. Розрахунок показників технологічності, а саме комплексного показника K_K , підтвердив доцільність запропонованого процесу виготовлення апарату з технологічної точки зору.

Було проведено розрахунок геометричної точності складальних робіт, що виступає теоретичною складовою при виборі методу складання, оскільки, знаючи квалітети допуску – легко розрахувати замикаючу ланку i , беручи її до уваги, обрати найбільш доцільний метод складання.

Розробка технологічного процесу складання дозволяє визначити основні завдання та матеріали, що є необхідними для повної зборки виробу, а структурна та технологічна схеми дозволяють візуально-краще сприймати інформацію та є головними документами процесу складання.

Після складання електрокоагулятора постає потреба перевірки правильності та точності складання та налаштування головних його параметрів.

Вирішити це питання можливо завдяки використанню контрольно-випробувального стенду та інструкції, що розміщується в комплекті апарату.

ВИСНОВКИ

Головним завданням виконання даного дипломного проекту є реалізація зборки приладів, на прикладі електрокоагулятора. Актуальність використання даного приладу підтверджено патентним пошуком та сферами застосування схожих апаратів.

Проведено аналіз сучасних приладів, розкрито класифікацію електрокоагуляторів за одинадцятьма ознаками. Визначено до якої класифікаційної групи належить даний апарат.

Розроблені структурні, функціональні схеми дозволяють оцінити значущість та функціональність апарату, а спроектовані маршрутні карти разом зі структурними та технологічними схемами складання – нададуть повноцінний та детальний опис процесу складання.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Румбешта В.О. Технологія складання, регулювання та випробування приладів: підручн. для студ. ВНЗ, які навчаються за напрямом «Приладобудування». – К.: НТУУ «КПІ», 2013. – 360 с.
2. Румбешта В.О. Основи технології складання приладів: Підручник. - К.: ІСДО., 1993. – 303 с.
3. Семенов В.М. Нестандартный инструмент для разборочно-сборочных работ. – М.: Колос, 1975. – 303 с.
4. Асс Б.А., Узарев З.Ф., Мясников Б.Я. Сборка, регулировка и испытание приборов. – М.: Машиностроение, 1969. – 317 с.
5. Малюх В.Н. Введение в современные САПР: Курс лекций. М.: ДМК Пресс, 2010.– с.192.: ил.
6. Справочник конструктора точного приборостроения/ Г. А. Веркович, Е. Н. Головенкин. В. А. Голубков и др.; Под общ. ред. К. И. Явленского, Б. П. Тимофеева, Е. Е. Чаадаевой. — Л.: Машиностроение. Ленингр. отд-нис, 1989. — 792 с.: ил.
7. Литвин Ф. Л. Проектирование механизмов и деталей приборов. Л., «Машиностроение», 1973. 696 с.
8. Коленко Е.А. Технология лабораторного эксперимента. – Санкт-Петербург: Политехника, 1994, - 751 с.
9. Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Вислоух С.П., Паткевич О.І. Дипломне проектування [Текст]: метод. вказівки до викон. дипломних проектів для студ. напряму «Приладобудування» спец. «Медичні прилади і системи» усіх форм навчання. – К.: НТУУ «КПІ», 2008. – 104 с.
10. Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Вислоух С.П., Паткевич О.І. Дипломне проектування. Методичні рекомендації до виконання дипломних проектів (робіт) для студентів спеціальності 7.090905 «Медичні прилади та системи». – К.: ВПІ ВПК «Політехніка», 2005. – 16 с.
11. Вислоух С.П., Філіппова М.В. Формалізація опису складальних

одиниць в приладобудуванні. / Вісник СевДТУ. Вип.. 72: Автоматизація процесів та управління: Зб. наук. пр. –Севастополь: Вид-во СевДТУ, 2006. С. 103–108.

12. Антонюк В.С. Методологія наукових досліджень: навч. посіб./ В.С. Антонюк, Л.Г. Полонський, В.І. Аверченков, Ю.А. Малахов. – К.: НТУУ «КПІ», 2015. – 276 с. – Бібліогр. : с.254-262.

13. Патент UA 60111 A, МПК A61B18/72 Електрокоагулятор / Фомін П. Д., Нікішаєв В. І., Музика С. В., Удалов Є. П. ; заявник Національний медичний університет ім О. О. Богомольця. — № 2003010804 ; заявл. 30.01.03 р.; опубл. 15.09.03, Бюл. № 9, 2003 р.

14. Патент UA 72577 U, МПК A61B 18/12, A61B 17/00 Електрокоагулятор височастотний зварювальний еквз-300 / Патон Б. Є., Маринський Г. С., Подпрятков С. Є., Ткаченко В. А., Ткаченко С. В., Чвертко Н. А., Чернець О. В. ; заявник Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона Національної Академії Наук України — № u 2012 00730 ; заявл. 24.01.12 р.; опубл. 27.08.12 р., Бюл. № 16, 2012 р.

15. Патент UA 125547 U, МПК A61B 18/12 Електрокоагулятор височастотний / Шинкаренко В. Р., Шинкаренко В. Р., Шинкаренко Р. В., Лосіков О. М. ; заявники Шинкаренко В. Р., Шинкаренко В. Р., Шинкаренко Р. В., Лосіков О. М. — № u 2017 12848 ; заявл. 26.12.17 р.; опубл. 10.05.18 р., Бюл. № 9, 2018 р.

16. Патент RU 93025905 A, МПК A61B 17/36 (1995.01) Електрокоагулятор (Фульгуратор) / Товариство з обмеженою відповідальністю "Яуза-НТП" ; заявник Товариство з обмеженою відповідальністю "Яуза-НТП" — № 93025905/14 ; заявл. 12.05.93 р. ; опубл. 10.09.96 р..

17. Патент RU 2034518 C1, МПК A61B 17/36 (1995.01) Електрокоагулятор / Дубинин В.С., Егошин Е.И., Китаєв Н.П., Орищенко В.Д., Фролов В.Н. ; заявник Товариство з обмеженою

відповідальністю "Яуза-НТП" — № 93025905/14 ; заявл. 12.05.93 р ; опубл. 10.05.95 р.

18. Патент RU 2008829 C1, МПК A61B 17/36 (1990.01) Електрокоагулятор / Бочкарев С. Г., Волчек С. В., Гвиниашвили Г. Г., Данов Г. А., Дрожжев В. В., Китаев Н. П., Фролов В. М. ; заявник Бочкарев С. Г., Волчек С. В., Гвиниашвили Г. Г., Данов Г. А., Дрожжев В. В., Китаев Н. П., Фролов В. М. — № 904920011 ; заявл. 28.12.90 р.

19. Патент RU 93057613 А, МПК A61B 17/36 (1995.01) Електрокоагулятор (Фульгуратор)/ Дубинин В.С., Егосин Е.И., Китаев Н.П., Орищенко В.Д., Фролов В.Н. ; заявник Товарищество с ограниченной ответственностью "Яуза-НТП" — № 93057613/14 ; заявл. 27.12.93 р.; опубл. 10.10.96 р.

20. Параметри і характеристики операційних підсилювачів. [Електронний ресурс]. – режим доступу: <http://optictoday.com/katalog-statej/stati-na-ukrainskom/elektronika/parametri-i-xarakteristiki-operacijnix-pidsilyuvachiv.html>. Дата звернення 01.05.2019 р.

21. Методичний посібник для практичних занять та виконання комплексного завдання з дисципліни «Електроніка та мікросхемотехніка» / Укладачі Воробйова О.М., Савицька М.П., Флейта Ю.В., Альошина Л.О. – Одеса: ОНАЗ ім. О.С. Попова, 2016. – 72 с.

22. С.О. Сєдов. Оброблення сигналів на базі операційних підсилювачів. Схемотехніка. Розрахунки: Навч. посіб. / Сергій Олексійович Сєдов. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 132 с.: іл.

23. Номиналы резисторов. Таблица, онлайн калькулятор [Електронний ресурс]. – режим доступу: <http://www.joyta.ru/7993-nominaly-rezistorov-tablica-onlajn-kalkulyator/> Дата звернення 01.05.2019 р.

24. Буловский П.И. Основы сборки приборов. - М.: Машстр., 1970. – 200с.

25. Навчальний посібник з дисципліни «Автоматизоване проектування електромеханічних систем» (для студентів 5-6 курсів спец. 7.092203, 8.092203 - «Електромеханічні системи автоматизації та електропривод») / Авт.: Бабічева О.Ф., Єсаулов С.М. - Харків: ХНАМГ, 2008. - 246 с. –с. 85
26. О.П. Герасимчук. Основи систем автоматичного проектування та математичного моделювання. / Герасимчук О.П. ЛНТУ ІІТ. Луцьк. -58 с. Режим доступу: <http://elib.lutsk-ntu.com.ua/book/mbf/mlp/2010/10-072/> - с.4 . Дата звернення 01.05.2019 р.
27. Організація і проведення дослідно-конструкторських робіт. Частина 2. Поліщук. Ю. Розроблення дослідного зразка. Загальні положення. Ю.Поліщук, Л.Топалова / Стандарт Національної Академії Наук України. (ТЦ) НАН України. Київ, - 2011. – 44 с.
28. Ачкасов Н.Д., Тегеран В.С. Технология точного приборостроения. - М.: Высш.шк., 1983. – 366 с.
29. Егоров М.В. Основы проектирования механических и сборочных цехов. – М.: Машиностроение, 1977. – 520 с.
30. Сатель Э.А. Организация, планирование и экономика основных цехов машиностроительных заводов. – М.: Издательство машиностроительной литературы, 1962. – 354 с.
31. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / Терещенко М.Ф. Тимчик Г. С., Чухраєв М.В. Кравченко АЮ. - Київ.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. -184 с. <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>
32. Tymchik G.S. The temperature method of control in a magnetotherapy / G.S. Tymchik, M.F. Tereshchenko,V.U. Rudyk // XIV PhD Workshop OWD 2012, Wisla. - P. 318-324.
33. Матвієнко С. М. Вплив процесів конвекції в рідині на похибку вимірювання теплопровідності методом прямого підігріву термістора / Г. С.

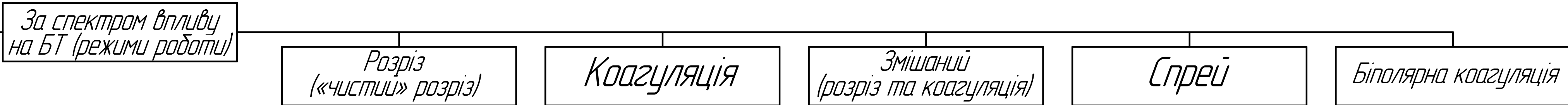
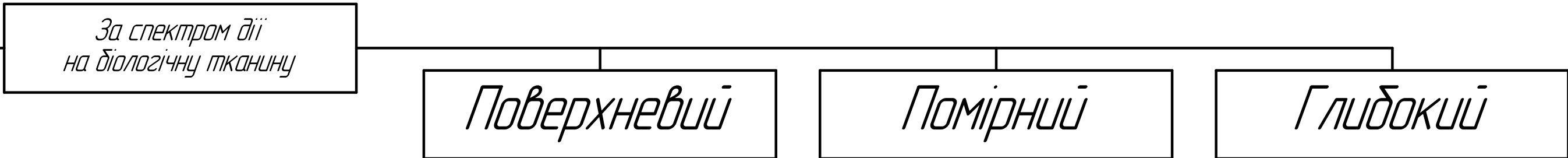
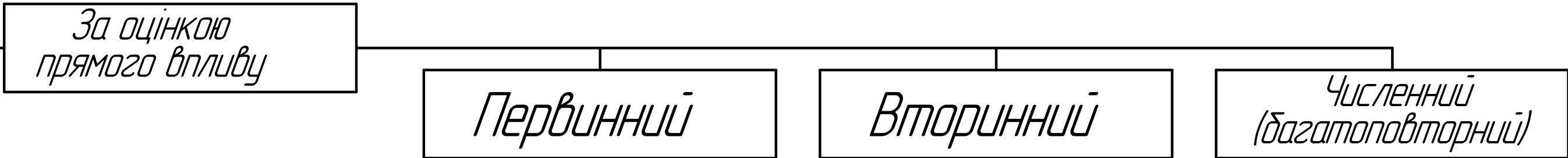
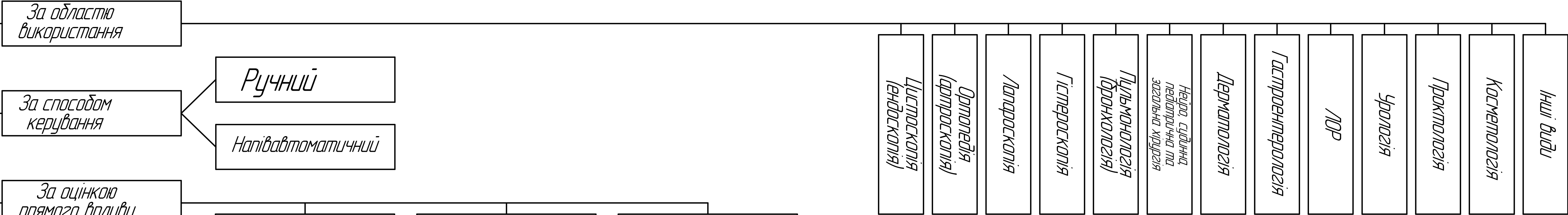
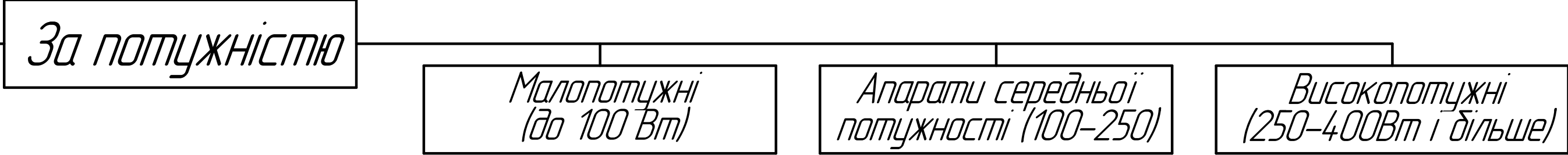
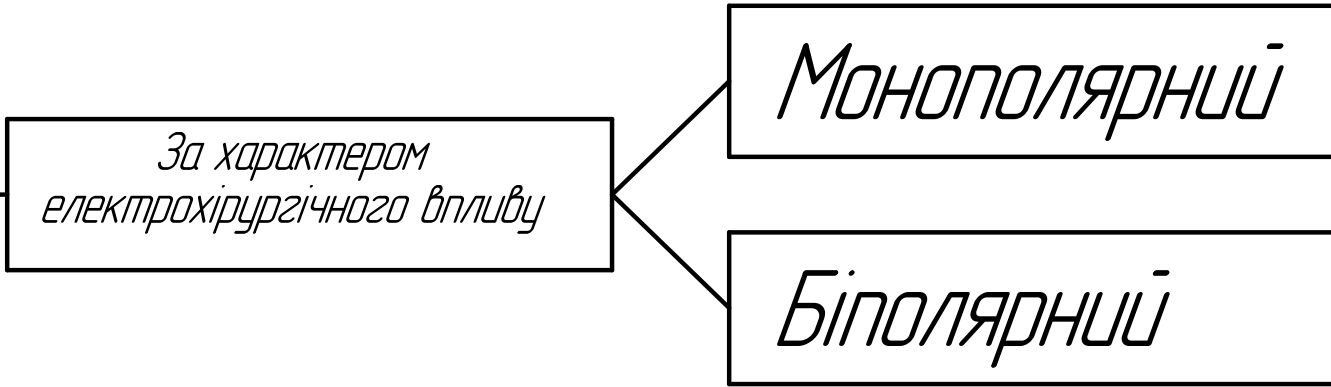
Тимчик, М. Ф. Терещенко, А. М. Матвієнко // Наукові вісті НТУУ —КПІІ. – 2017. – № 4. – С. 121–130.

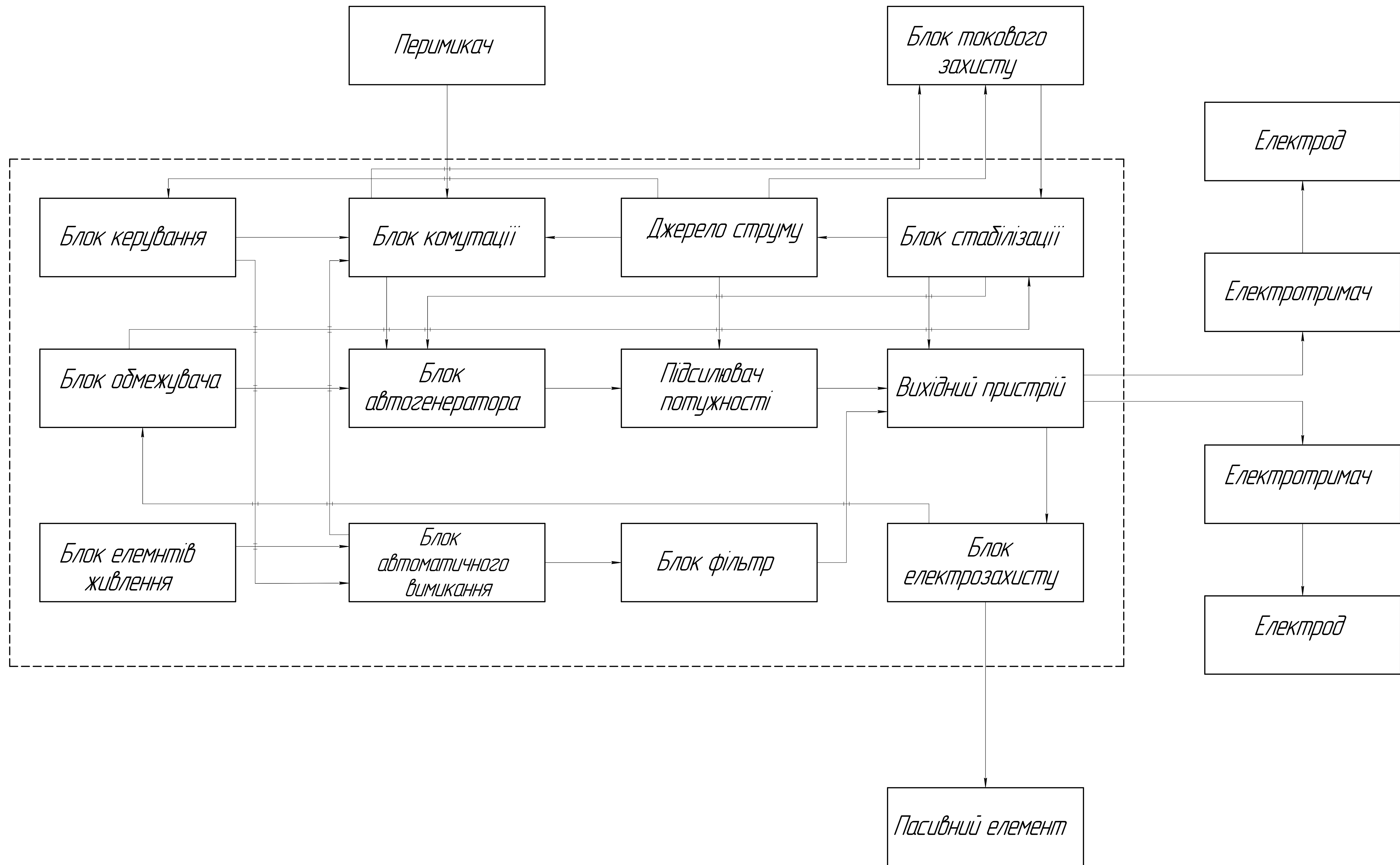
34. Tymchik G. Investigation Thermal Conductivity of Biological Materials by Direct Heating Thermistor Method / G. Tymchik, S. Vysloukh, N. Tereshchenko, S. Matvienko. – 2018 IEEE 38th International Conference on ELECTRONICS AND NANOTECHNOLOGY (ELNANO), April 24-26, 2018, – Kyiv, Ukraine. – pp. 429-434.
35. Матвиенко С. Н. Исследование теплопроводности неоднородных биологических растворов методом прямого разогрева термистора/ С. Н. Матвиенко, А. М. Матвиенко, Н. Ф. Терещенко // Материалы X Международной научно-технической конференции "Приборостроение – 2017", г.Минск, Республика Беларусь. Сборник тезисов докладов / БНТУ. – 2017. – С. 110-111.
36. Цапенко, В.В. Комплексный излучатель ультратонотерапии/В.В. Цапенко, Н.Ф.Терещенко, Н.В. Чухраев. Приборостроение-2015: материалы 8й международной научно-технической конференции, Минск, 25-27 ноября 2015 г.: в 2 т.Белорусский национальный технический университет; редкол.: ОК Гусев [и др.].Минск, 2015.Т. 1.С. 158-159.
37. Kyrylova, A., Tereshchenko, N., (2011) Estimation of ultrasound influence on biological tissue. XIII International PhD Workshop OWD 2011, Conference Archives PTETIS, (pp. 319—323). Wisla.
38. Дорошук І.А., Терещенко М.Ф. Система стимуляції біологічних тканин з діагностикою / Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019.-487 с., С. 305-308

39. Руцька О.В., Терещенко М.Ф. ПАРАМЕТРИ ГЛИБИНИ ТА ЯКОСТІ ОЧИСТКИ ПОВЕРХНІ РАН СИСТЕМОЮ ВАКУУМНОЇ АБСОРБЦІЇ ТА САНАЦІЇ РАН / Збірник праць XII Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р. – К. : ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Центр учбової літератури. - 2019.-487 с., С. 329-332
40. И. А Дорощук , Н.Ф. Терещенко , Шевченко В.В., «Аппарат диагностики и электростимуляции биологических тканей» на 12-й Международной научно-технической конференции молодых ученых и студентов 17-19 апреля 2019 *Новые направления развития приборостроения*, Минск, БНТУ, 2019, с. 114-115.
41. Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 444 с. ISBN 978-966-622-942-0
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
42. Д.В.Плакса, М.Ф. Терещенко ,С.М. Матвієнко , «МОДЕЛЮВАННЯ ТА ОЦІНКА ВПЛИВУ НАДВИСОКОЧАСТОТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ» , *Вісник НТУУ «КПІ»: серія Приладобудування*, -Вип. 56(2),– С.111-116, 2018.
43. Tsapenko V. Models of evaluation of biomechanical parameters of lower extremities in children / V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik. // KPI Science News. – 2019. – №1. – P. 67–75.

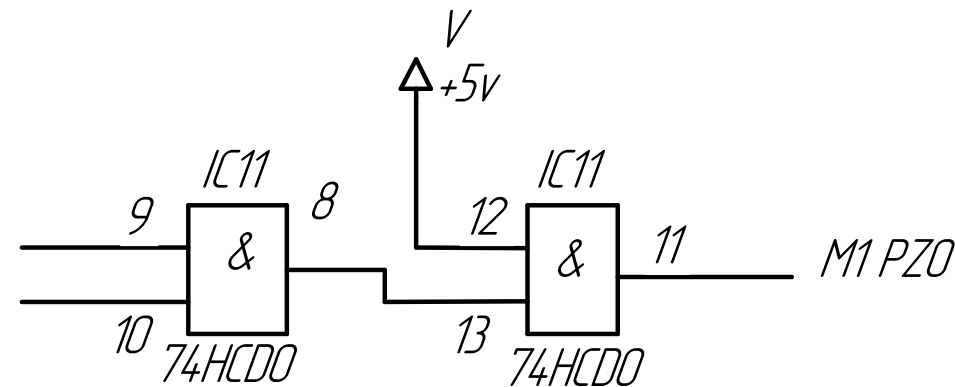
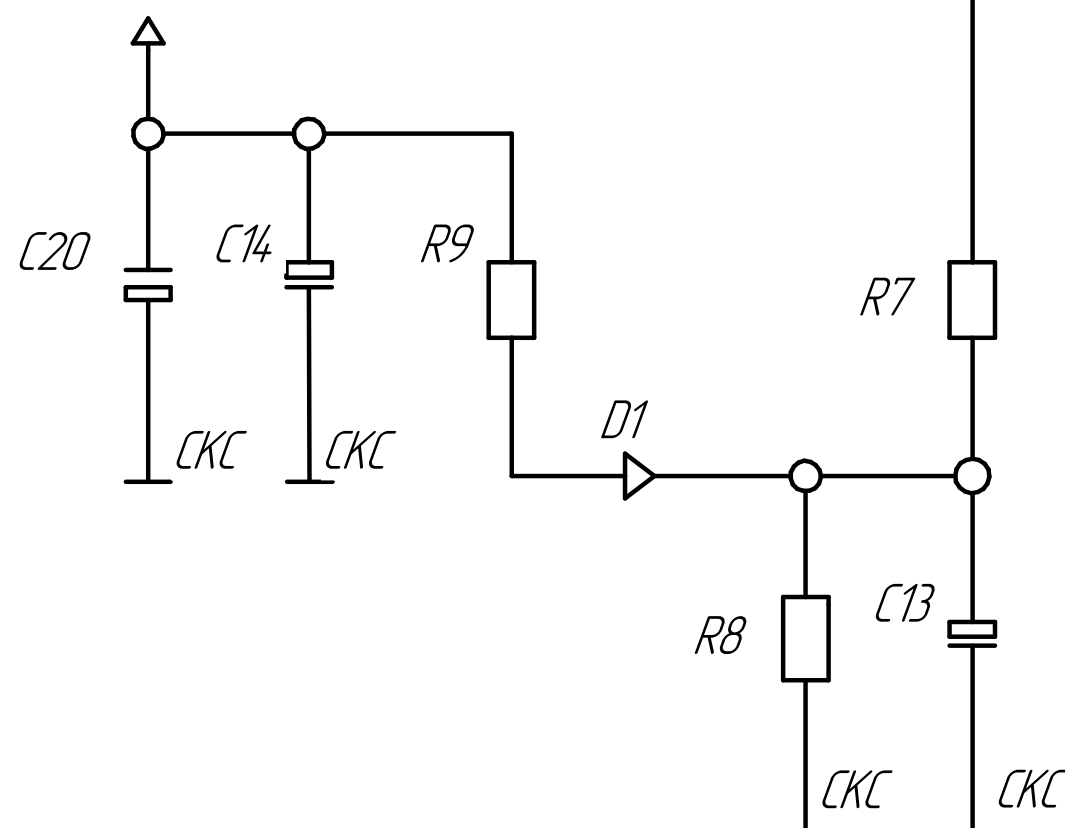
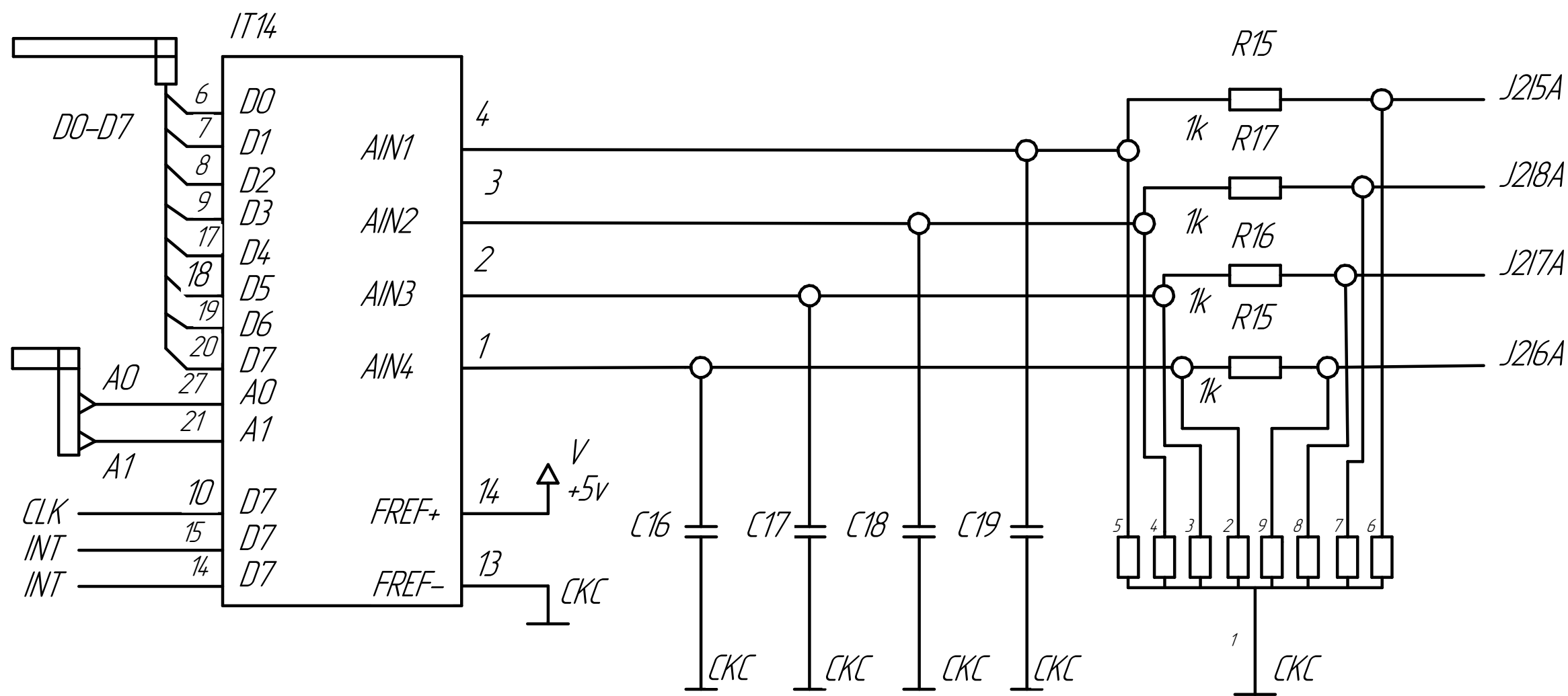
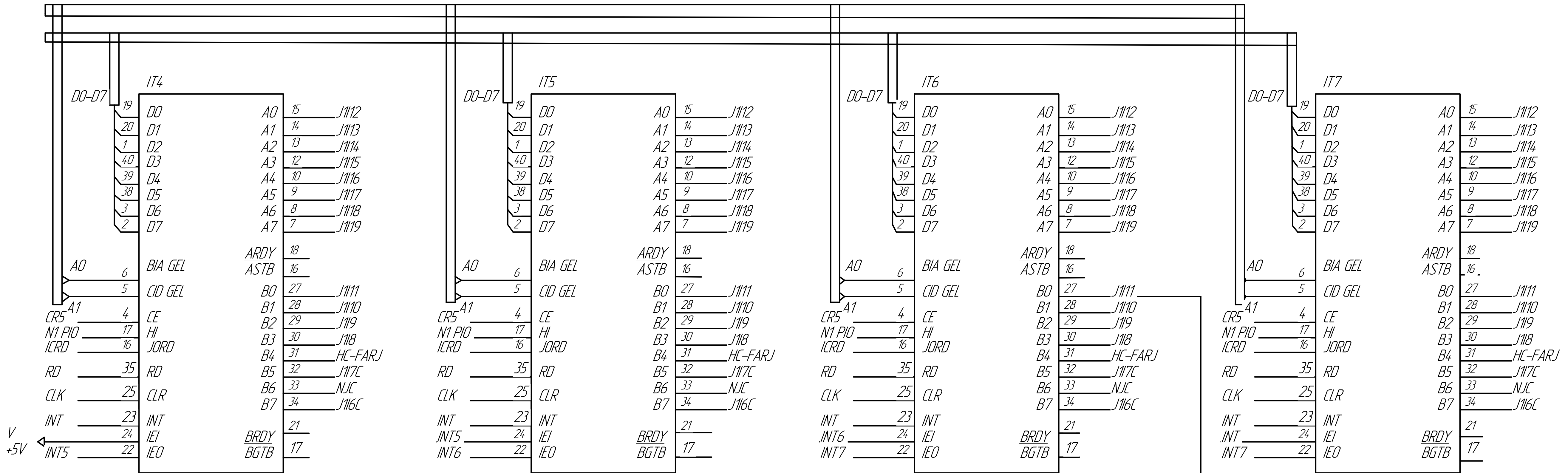
Додаток А

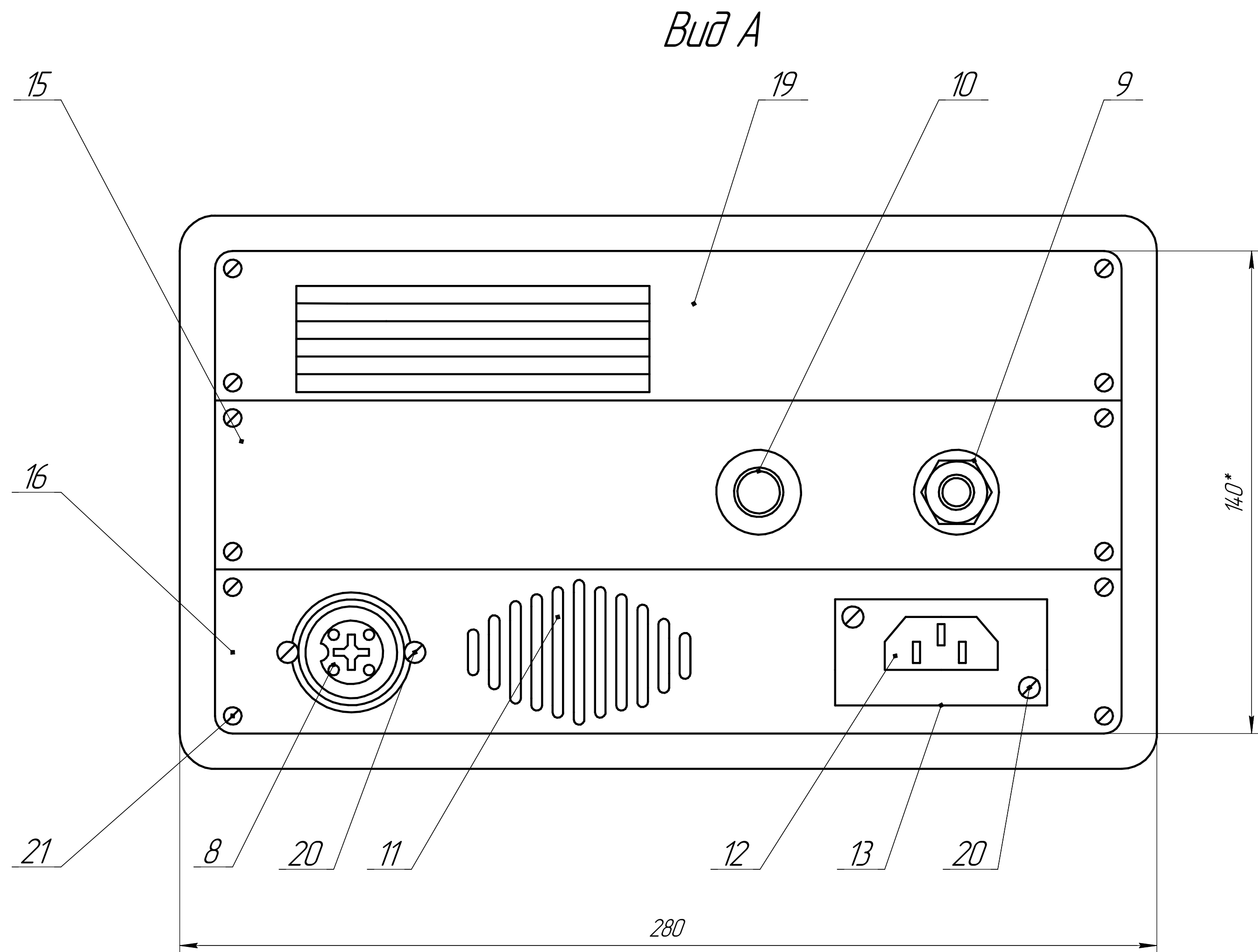
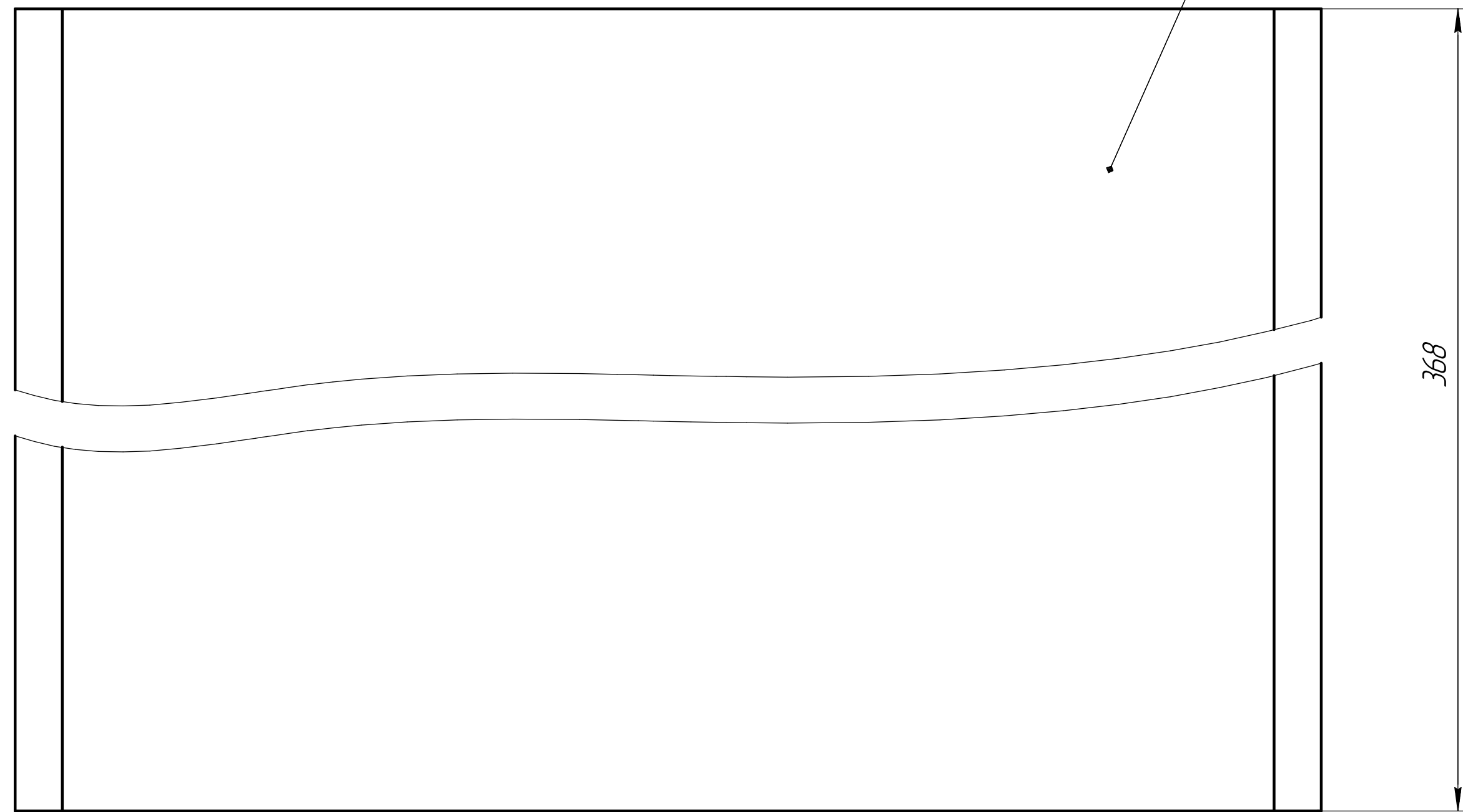
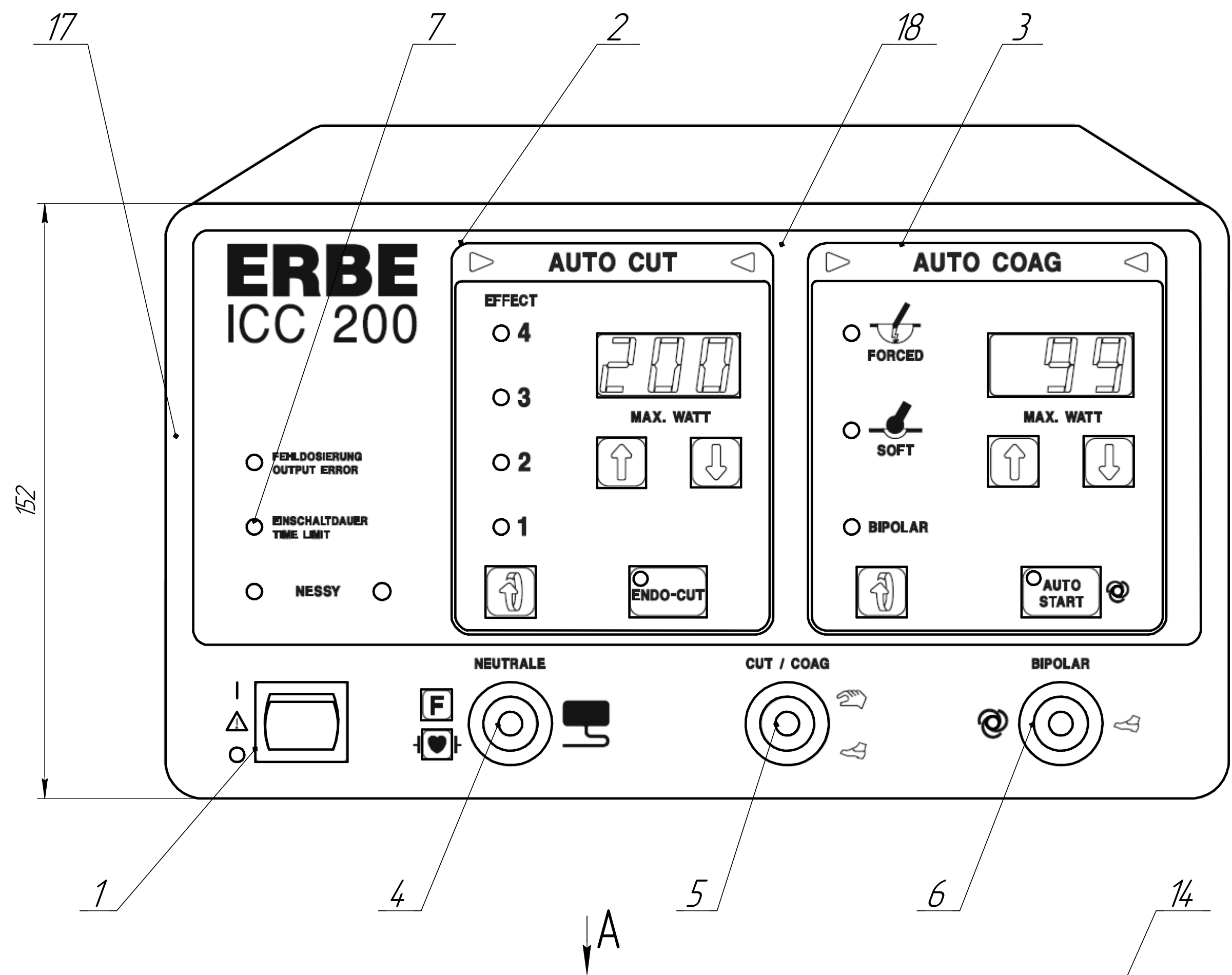
Електрохірургічні апарати





						ДП ПБЗ4 116.1702.002Сх		
						Функціональна схема		
Визн. лист	№ докум.	Позит.	Дата			Лист	Масштаб	Масштаб
Розроб.	Лісничков							1:1
Проб.	Гереценков							
І.контр.						Лист	Листов	1
Н.контр.						КПІ ім. Ізора Сікорського		
Утв.	Гереценков							



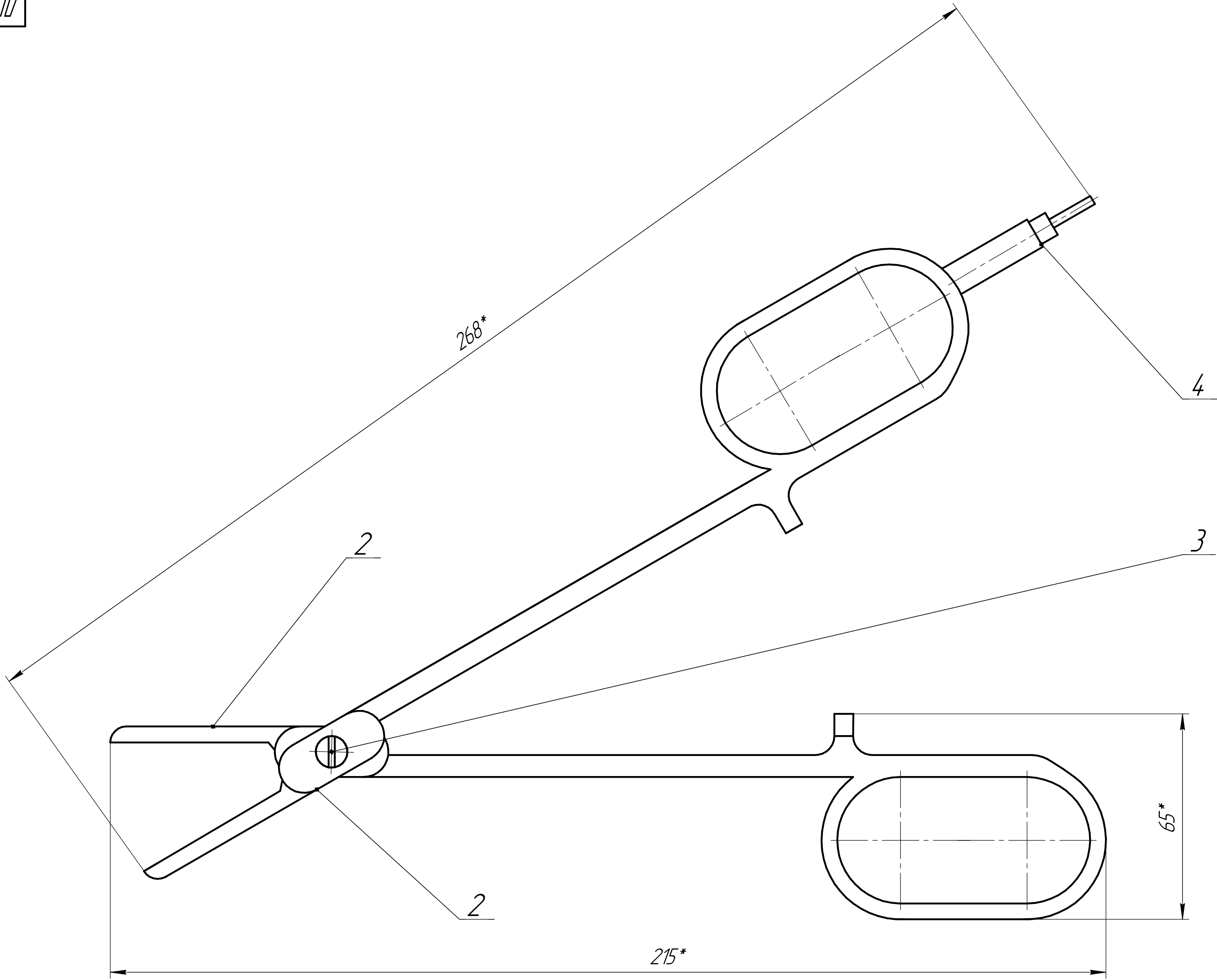


ДП ПБЗ4 116.1702.001 СК				Лист		
Прилад для коагуляції діалогічних тканин				Масштаб		
Складальне креслення				1:1		
КПІ ім. Ізоро Сікорського				Лист		
Копіюваль				Листів		
Формат А1				1		
Ізбр. Лист				Маса		
Разраб. Лесничов				5		
Проб. Терещенко				1		
І.контр. Терещенко				1		
Утв. Терещенко				1		

Спроб. №	Перв. примен.
----------	---------------

Инд. № подл.	Подп. и дата	Взам. инд. №	Инд. № дубл.	Подп. и дата
--------------	--------------	--------------	--------------	--------------

ДП ПБЗ4 116.1702.005 СК



					ДП ПБЗ4 116.1702.005 СК				
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Ножиці-затискач Складальне креслення	Лит.	Масса	Масштаб	
Разраб.	Лесніков							1:1	
Проб.	Терещенко								
Т.контр.						Лист	Листов	1	
Н.контр.						КПІ ім. Ізора Сікорського			
Утв.	Терещенко								

Формат	Зона	Позиція	Позначення	Найменування	Кіл-ть	Примітка
				Документація		
A2			ДП.ПБз4 116.1720.005 СК	Складальне креслення		
				Деталі		
A3		1	ДП ПБз4 116.1720.005.01	Бланш основний	1	
A3		2	ДП ПБз4 116.1720.005.02	Бланш	1	
				Стандартні вироби		
		3		Гвинт А.М8х20.58		
				ГОСТ 1491-80	1	
				Матеріали		
		4		Трубка 1-1С 6,3 х 1,3		
				ГОСТ 5496-78	1	
		</				

Technical drawing of a mechanical assembly, likely a hinge or latch mechanism, showing a side view. The drawing includes numbered callouts (1-11) and dimensions (275*, 120*).

Numbered Callouts:

- 1: Pin or screw at the pivot point.
- 2: Curved lever arm.
- 3: Circular component, possibly a roller or bush.
- 4: Vertical plate or stop.
- 5: Horizontal plate or base.
- 6: Small pin or screw at the hinge point.
- 7: Vertical plate or stop.
- 8: Horizontal plate or base.
- 9: Circular component, possibly a roller or bush.
- 10: Pin or screw at the pivot point.
- 11: Small pin or screw at the hinge point.

Dimensions:

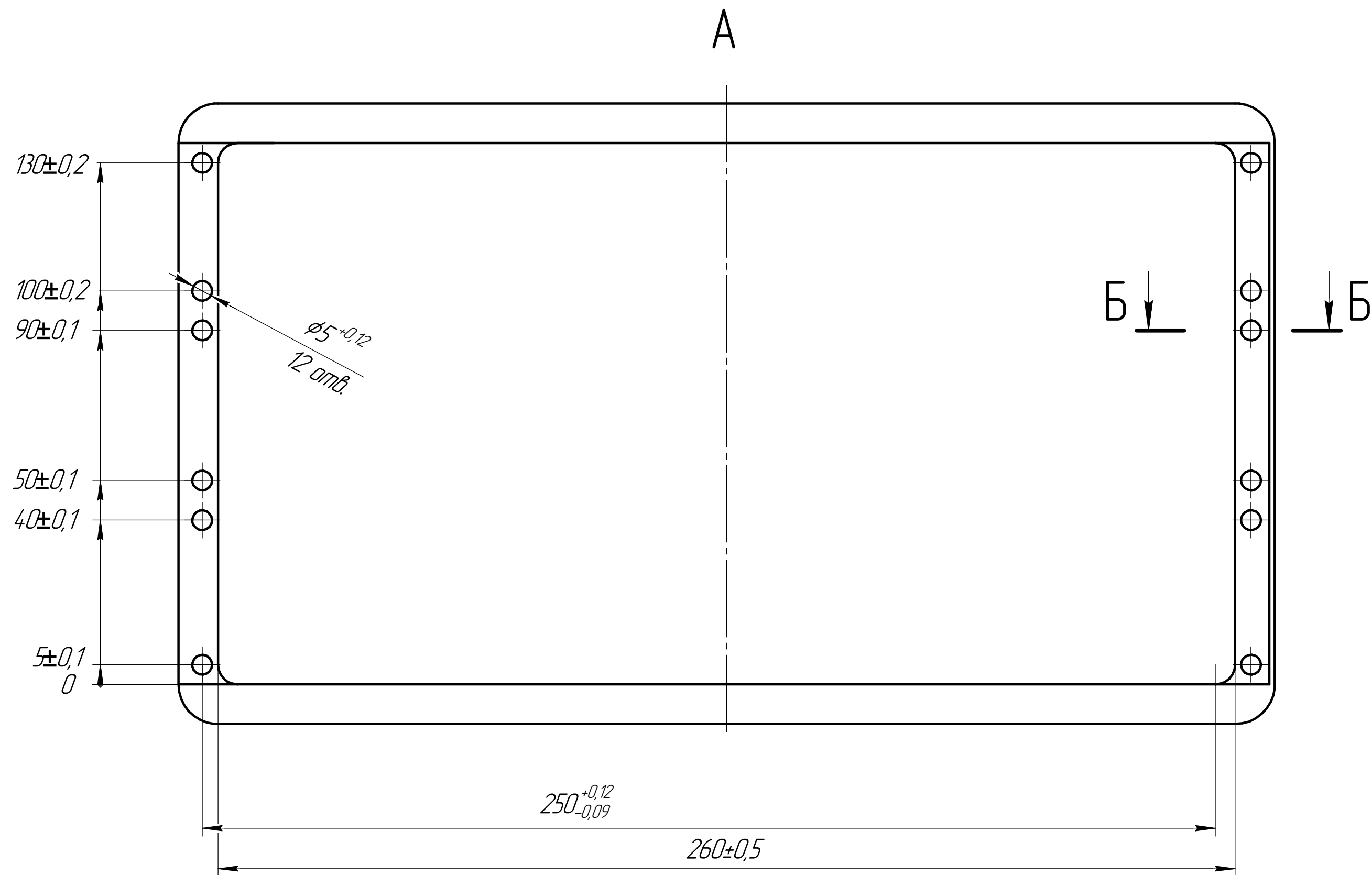
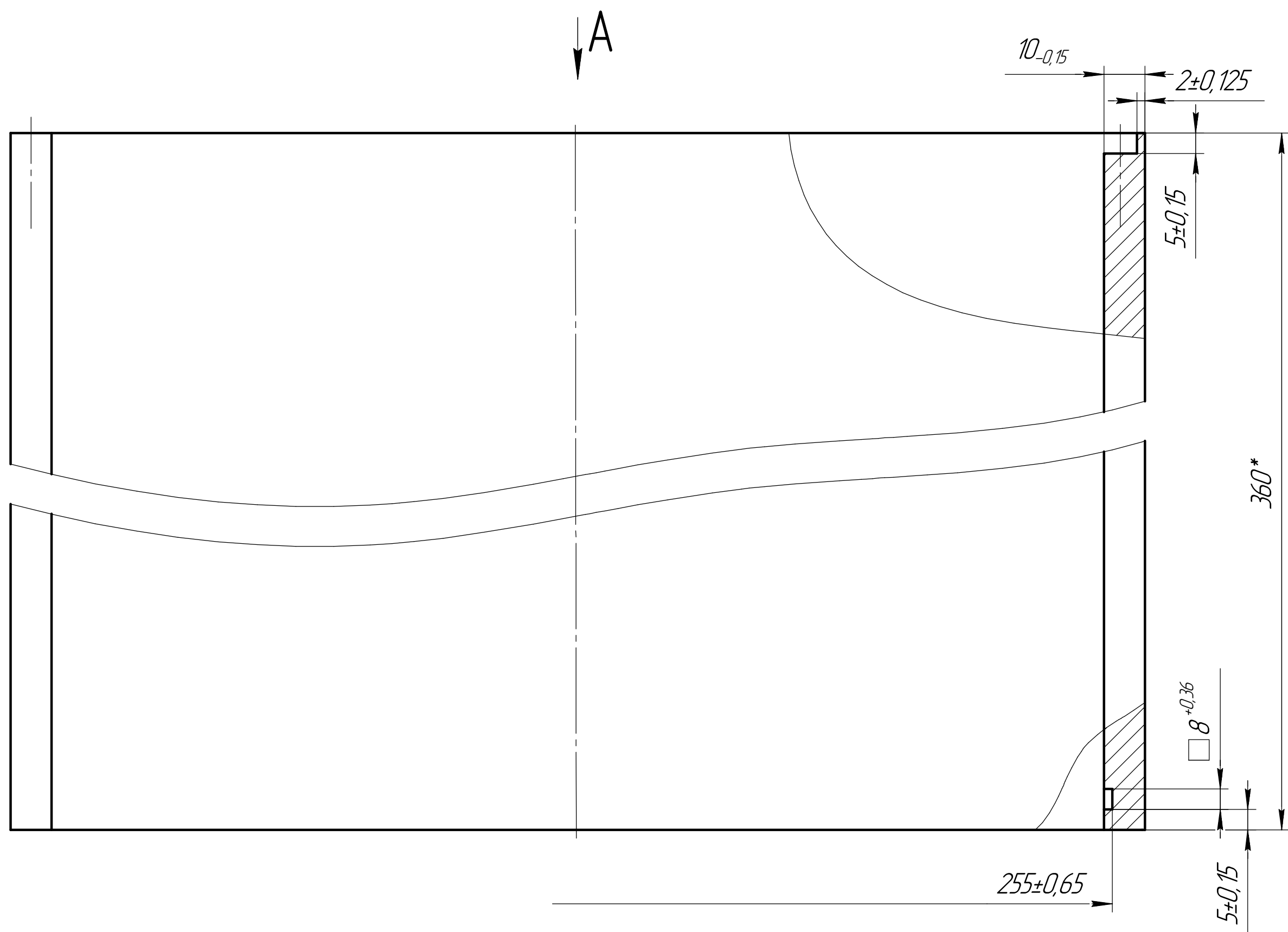
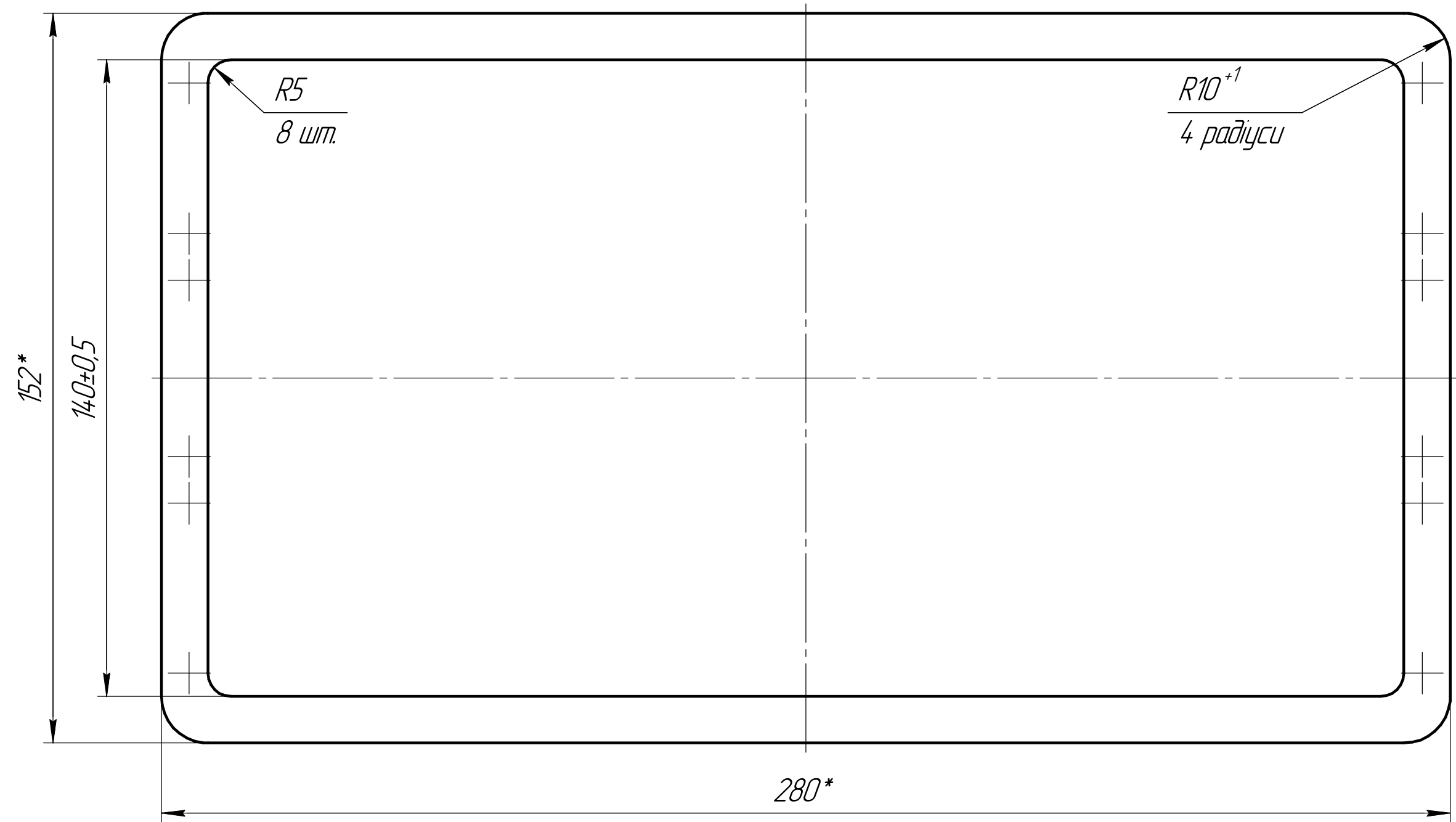
- 275*: Overall horizontal length of the assembly.
- 120*: Overall vertical height of the assembly.

					ДП ПБз4 116.1702.006 СК			
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Дисектор моноплярний Складальне креслення	Лист	Маса	Масштаб
Разрад.	Лесніков							1:1
Пров.	Терещенко							
Т.контр.								
Н.контр.						Лист	Листов	1
Утв.	Терещенко					КПІ ім. Ізора Сікорського		

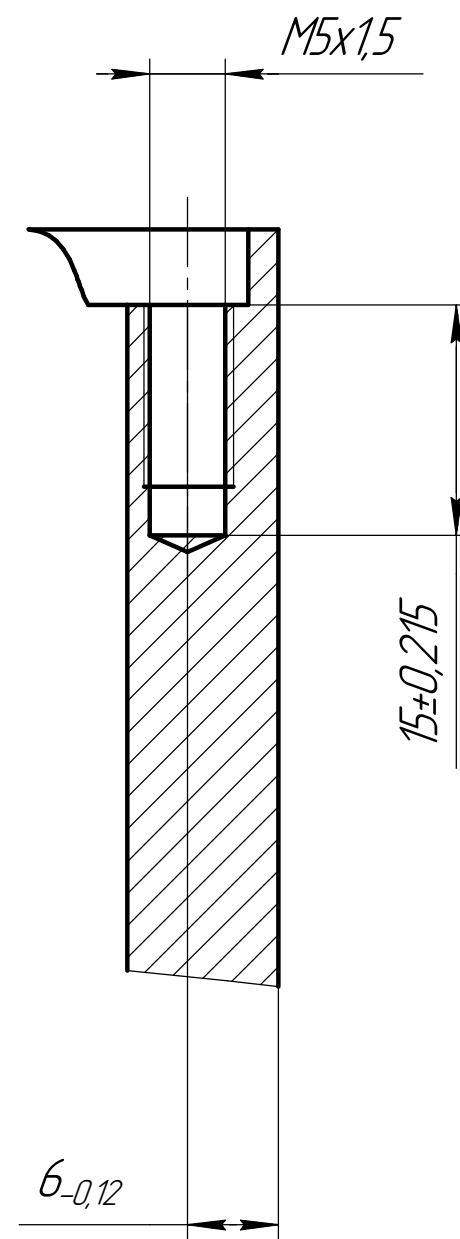
Формат А3

[illegible]

[illegible]



Б-Б (2:1)

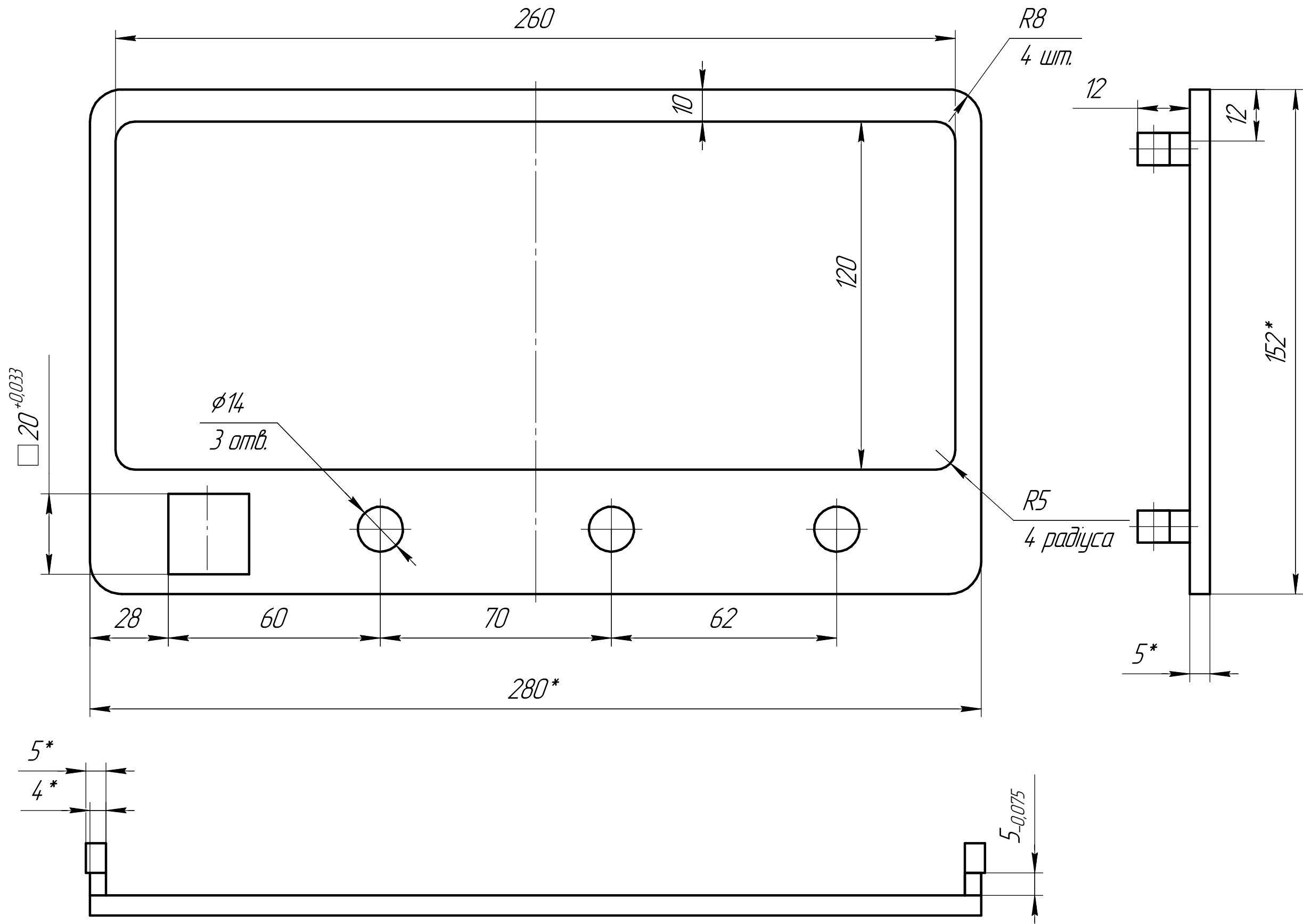


1 * Розміри для довідок
2 Н12, Н12 ± IT12/2

ДП ПБЗ4.116.1702.001.14				Лист	Маса	Масштаб
Взам. Лист	№ док-м.	Підп.	Дато	Корпус		
Розроб.	Лесничко					2:1
Проб.	Терещенко			Лист	Листів	1
Т.контр.				Д16 ДСТУ 2839-94		
Н.контр.				КПІ ім. Ізора Сікорського		
Утв.	Терещенко			Формат А1		

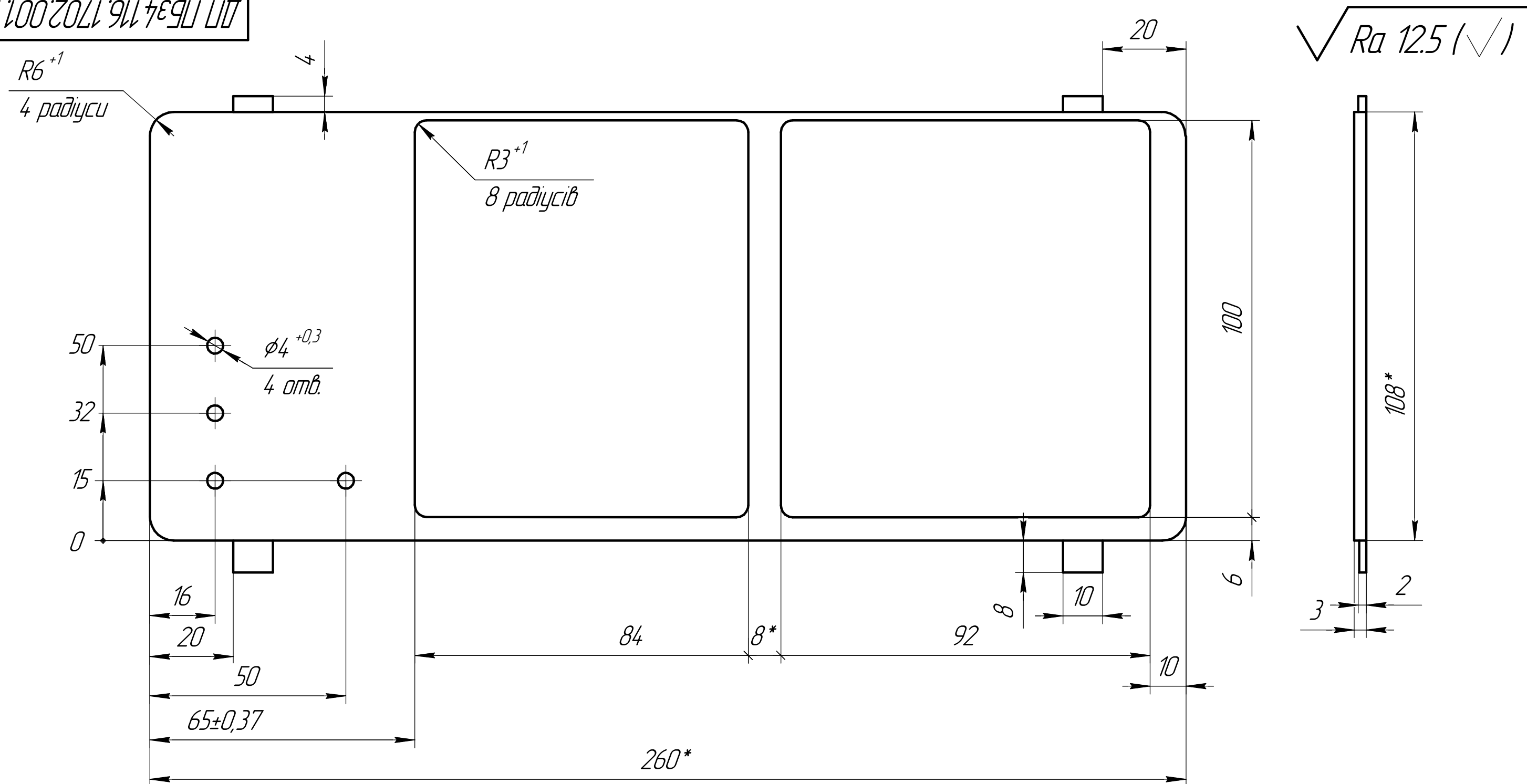
Взам. инв. №	Инд. № дил.	Подп. и дата	Инд. № подл.
Спроб. №			
Перв. примен.			

ДП ПБЗ4 116.1702.001.17



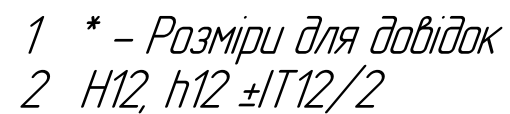
1 * Розміри для довідок
2 H12, h12 ± IT12/2

					ДП ПБЗ4 116.1702.001.17				
					Панель передня	Лист	Масш	Масштаб	
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата				1:1	
Разраб.	Лесников								
Проб.	Терещенко								
Т.контр.						Лист	Листов	1	
Н.контр.					Полістерол	КПІ ім. Ізора			
Утв.	Терещенко				УПС-0801 ДСТУ 28250-89	Сікорського			
					Копіював	Формат А2			



1 * Розміри для довідок
2 H12, h12, IT12/2

					ДП ПБз4 116.1702.001.18				
					Панель інформаційна	Лист	Масштаб	Масштаб	
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата				1:1	
Разраб.	Лесніков								
Пров.	Терещенко								
Т.контр.									
						Лист	Листов	1	
Н.контр.					Полістерол	КПІ ім. Ігора			
Утв.	Терещенко				УПС-0801 ДСТУ 28250-89	Сікорського			
					Копіював	Формат А3			

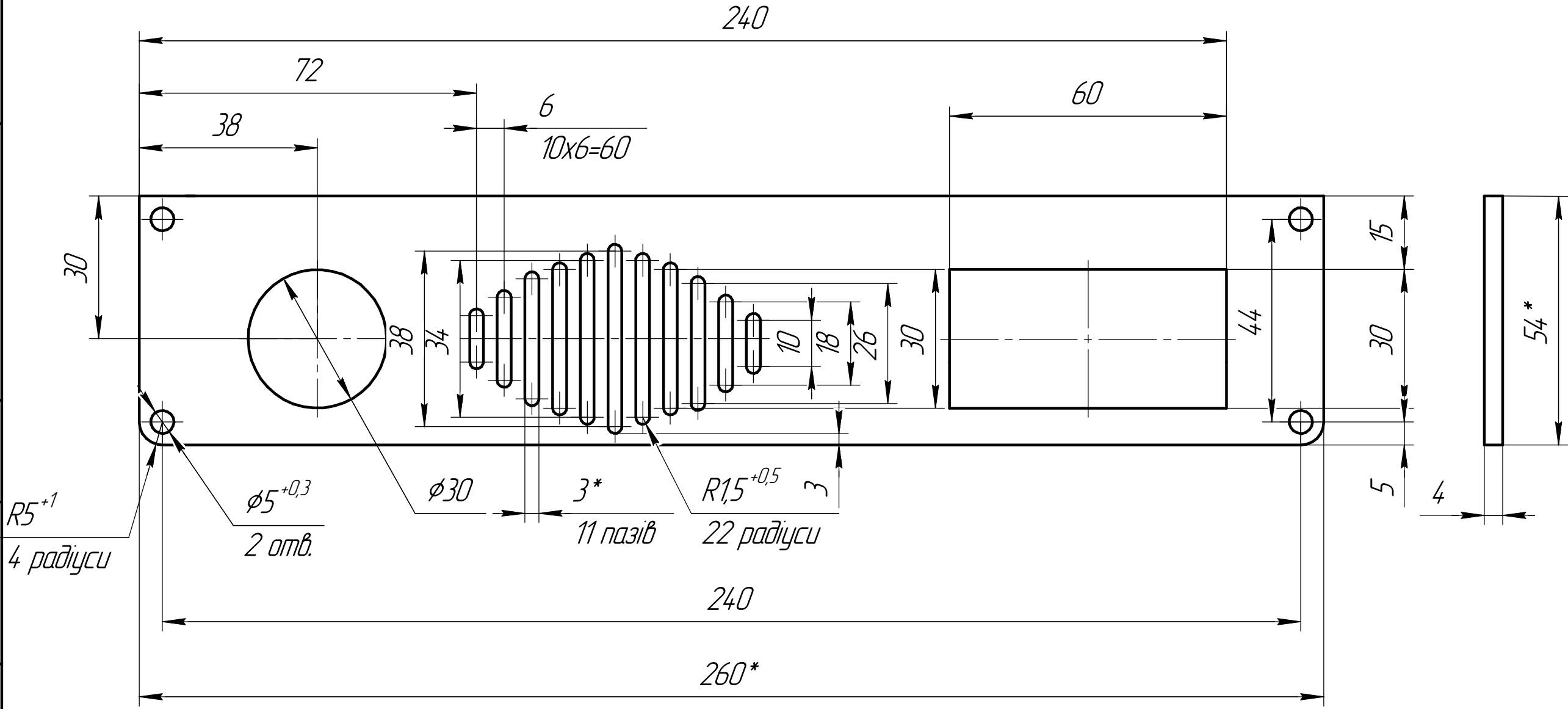


					ДП ПБз4 116.1702.001.19				
					Пластина задня верхня	Лист.	Масса	Масштаб	
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата				1:1	
Разраб.	Лесніков								
Пров.	Терещенко								
Т.контр.						Лист	Листов	1	
					Алюміній АК5М2 ДСТУ 2839-94	КПІ ім. Ізгора Сікорського			
Н.контр.									
Утв.	Терещенко					Формат А3			
					Копировав				

Перв. примен.	
Справ. №	
Подп. и дата	
Инв. № дюрл.	
Взам. инв. №	
Подп. и дата	
Инв. № подл.	

ДП ПБЗ4 116.1702.001.16

✓ Ra 12.5 (✓)

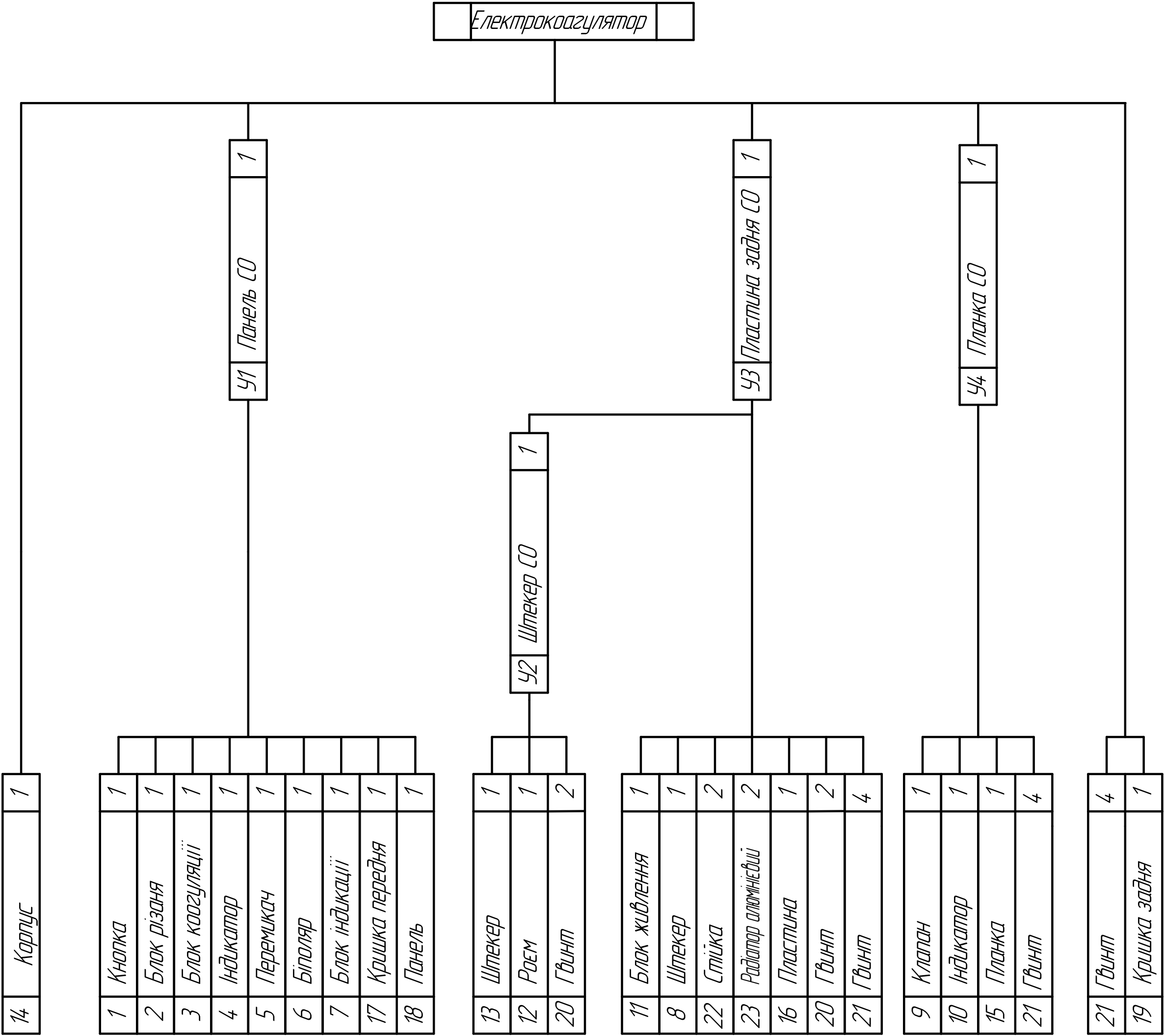


1 *Розміри для довідок.
2 Н12, h12, IT12/2.

					ДП ПБЗ4 116.1702.001.16				
					Пластина задня нижня	Лист.		Маса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата					1:1
Разраб.	Лесніков								
Пров.	Терещенко								
Т.контр.						Лист	Листов 1		
					Алюміній	КПІ ім. Ігора Сікорського			
Н.контр.					АК5М2 ДСТУ 2839-94	Сікорського			
Утв.	Терещенко								

[illegible]

[illegible]



Додаток Б

Додл.	-	-	-	-
Взам.	-	-	-	-
Підп.	-	-	-	-

-	-	-	-	-
-	-	-	-	-
-	-	-	-	-

- 7 -

- 1 -

Група компаній
АДЕМ

ДПТБз4116.1702.100

АД.02188.00042

Маршрутна карта складання

0

Министерство машиностроения

КОМПЛЕКТ ДОКУМЕНТОВ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО ПРОЦЕССА
сборки

Тл. конструктор

А.Г. Лесніков

Нач. ТБ

М.Ф.Терещенко

Акт -N- -от

Руководство -№

1	1	1
2	2	2
3	3	3
4	4	4
5	5	5
6	6	6
7	7	7
8	8	8
9	9	9
10	10	10
11	11	11
12	12	12
13	13	13
14	14	14
15	15	15
16	16	16
17	17	17
18	18	18
19	19	19
20	20	20
21	21	21
22	22	22
23	23	23
24	24	24
25	25	25
26	26	26
27	27	27
28	28	28
29	29	29
30	30	30
31	31	31
32	32	32
33	33	33
34	34	34
35	35	35
36	36	36
37	37	37
38	38	38
39	39	39
40	40	40
41	41	41
42	42	42
43	43	43
44	44	44
45	45	45
46	46	46
47	47	47
48	48	48
49	49	49
50	50	50
51	51	51
52	52	52
53	53	53
54	54	54
55	55	55
56	56	56
57	57	57
58	58	58
59	59	59
60	60	60
61	61	61
62	62	62
63	63	63
64	64	64
65	65	65
66	66	66
67	67	67
68	68	68
69	69	69
70	70	70
71	71	71
72	72	72
73	73	73
74	74	74
75	75	75
76	76	76
77	77	77
78	78	78
79	79	79
80	80	80
81	81	81
82	82	82
83	83	83
84	84	84
85	85	85
86	86	86
87	87	87
88	88	88
89	89	89
90	90	90
91	91	91
92	92	92
93	93	93
94	94	94
95	95	95
96	96	96
97	97	97
98	98	98
99	99	99
100	100	100

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----

[illegible][illegible]

І.	Месніков			Трунба	компанія АDEM	ЗІП ПБ34.116.1702.100		АД.10188.00042
ІІ.	Терещенко							
ІІІ.	Терещенко							
ІV.								
V.								
Маршрутна карта складання								
							0	

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----

[illegible]- Маршрутна карта ск

[illegible][illegible]

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100	101	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111	112	113	114	115	116	117	118	119	120	121	122	123	124	125	126	127	128	129	130	131	132	133	134	135	136	137	138	139	140	141	142	143	144	145	146	147	148	149	150	151	152	153	154	155	156	157	158	159	160	161	162	163	164	165	166	167	168	169	170	171	172	173	174	175	176	177	178	179	180	181	182	183	184	185	186	187	188	189	190	191	192	193	194	195	196	197	198	199	200	201	202	203	204	205	206	207	208	209	210	211	212	213	214	215	216	217	218	219	220	221	222	223	224	225	226	227	228	229	230	231	232	233	234	235	236	237	238	239	240	241	242	243	244	245	246	247	248	249	250	251	252	253	254	255	256	257	258	259	260	261	262	263	264	265	266	267	268	269	270	271	272	273	274	275	276	277	278	279	280	281	282	283	284	285	286	287	288	289	290	291	292	293	294	295	296	297	298	299	300	301	302	303	304	305	306	307	308	309	310	311	312	313	314	315	316	317	318	319	320	321	322	323	324	325	326	327	328	329	330	331	332	333	334	335	336	337	338	339	340	341	342	343	344	345	346	347	348	349	350	351	352	353	354	355	356	357	358	359	360	361	362	363	364	365	366	367	368	369	370	371	372	373	374	375	376	377	378	379	380	381	382	383	384	385	386	387	388	389	390	391	392	393	394	395	396	397	398	399	400	401	402	403	404	405	406	407	408	409	410	411	412	413	414	415	416	417	418	419	420	421	422	423	424	425	426	427	428	429	430	431	432	433	434	435	436	437	438	439	440	441	442	443	444	445	446	447	448	449	450	451	452	453	454	455	456	457	458	459	460	461	462	463	464	465	466
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	-----

Обозначение документа				
М	Проф	Р	Ц	КР
				КНИЛ

EH	ON	KIND	TO	TH

[illegible]

005. 04.18 КОМПЛЕКТОВАНИЕ

-150-703/ТХ-97	Тара, 90.24.98.00.00.00,	Смењак	1	19295	1-4	1	10000	1	0.4	0.414
----------------	--------------------------	--------	---	-------	-----	---	-------	---	-----	-------

[illegible][illegible]

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98	99	100
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----

MIN - 6043 - CENDH111N - 0016ENTRINTC At 11:40 -

[illegible][illegible]

1. Уконтрлекштувати на стелаж за порядком складання згідно із стандартом складання	0,2	0,1
--	-----	-----

[illegible]

1	1
2	1
3	1
4	1
5	1
6	1
7	1
8	1
9	1
10	1
11	1
12	1
13	1
14	1
15	1
16	1
17	1
18	1
19	1
20	1
21	1
22	1
23	1
24	1
25	1
26	1
27	1
28	1
29	1
30	1
31	1
32	1
33	1
34	1
35	1
36	1
37	1
38	1
39	1
40	1
41	1
42	1
43	1
44	1
45	1
46	1
47	1
48	1
49	1
50	1
51	1
52	1
53	1
54	1
55	1
56	1
57	1
58	1
59	1
60	1
61	1
62	1
63	1
64	1
65	1
66	1
67	1
68	1
69	1
70	1
71	1
72	1
73	1
74	1
75	1
76	1
77	1
78	1
79	1
80	1
81	1
82	1
83	1
84	1
85	1
86	1
87	1
88	1
89	1
90	1
91	1
92	1
93	1
94	1
95	1
96	1
97	1
98	1
99	1
100	1

015 - 8800 660PKA

1	7	10000	1	0.3	1.408
---	---	-------	---	-----	-------

[illegible][illegible]

2	Время или длительность в годах	01	01
---	--------------------------------------	----	----

2. Beschleunigung des Prozessing	5.1	5.2
----------------------------------	-----	-----

[illegible]

[illegible]

Документ разработан с использованием CAD/CAM/CAPP системы AQEM.

[illegible]

Инв. N подл.	Подпись и дата	Взам. инв. N инв.	Подпись и дата
--------------	----------------	-------------------	----------------

Comp.
7'